

**МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ
ВИТЕБСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ**

А.П. Баранов, М.Ф. Клименок

МЕДИЦИНСКАЯ И БИОЛОГИЧЕСКАЯ ФИЗИКА

Учебное пособие
для студентов лечебно-профилактического факультета

(2-е издание)



Витебск, 2010

УДК: 61:53 (076.5)

ББК 22.3

Б 24

Рецензенты:

заведующий кафедрой общей и прикладной физики Витебского государственного университета им. П.М. Машерова, кандидат физико-математических наук, доцент М.П. Шмидт;
профессор кафедры патологической физиологии Витебского государственного медицинского университета, Родионов Ю.Я.

Баранов А.П.

Б 24 Медицинская и биологическая физика: Учебное пособие для студентов лечебно-профилактического факультета медицинского вуза. (2-е издание) / А.П. Баранов, М.Ф. Клименок. – Витебск, ВГМУ, 2010. – 392 с.

ISBN 978-985-466-406-4

305 520

Учебное пособие “Медицинская и биологическая физика” подготовлено в соответствии с типовой учебной программой лечебно-профилактического факультета. Наряду с лекционным курсом в него включены контрольные тесты для проверки уровня знаний студентов, задачи и качественные вопросы. Содержание тестовых вопросов и задач соответствует содержанию лекционного курса.

Учебное пособие предназначено для студентов первого курса лечебно-профилактического факультета.

Рекомендовано к изданию Центральным учебно-научно-методическим Советом непрерывного медицинского и фармацевтического образования Витебского государственного медицинского университета (21.04.2003г., протокол №4).

УДК: 61:53 (076.5)

ББК 22.3

© Баранов А.П., Клименок М.Ф.,
2010

© УО «Витебский государственный медицинский университет», 2010

ISBN 978-985-466-406-4

СОДЕРЖАНИЕ

Предисловие	5
I. Курс лекций	
№ 1. Производная и дифференциал функции. Частные производные.	6
№ 2. Неопределённый интеграл. Определённый интеграл. Дифференциальные уравнения.	14
№ 3. Элементы теории вероятности и математической статисти- стики.	22
№ 4. Основные законы кинематики и динамики вращательного движения. Механические свойства биотканей. Биомеха- нические процессы в опорно-двигательном аппарате че- ловека.	33
№ 5. Механические колебания.	44
№ 6. Механические волны. Акустика.	52
№ 7. Характеристики слухового ощущения. Ультразвук. Ин- фразвук.	60
№ 8. Гидродинамика вязкой жидкости.	69
№ 9. Физические основы гемодинамики.	77
№ 10. Термодинамика биологических систем.	88
№ 11. Электрический диполь. Физические основы электрокар- диографии.	102
№ 12. Постоянный ток. Действие постоянного тока на организм.	111
№ 13. Переменный ток. Природа ёмкостных свойств тканей ор- ганизма.	120
№ 14. Магнитное поле. Действие магнитных полей на организм человека.	129
№ 15. Основы медицинской электроники.	139
№ 16. Высокочастотная электротерапия и электрохирургия.	149
№ 17. Физические основы строения и функционирования био- логических мембран. Явление переноса.	157
№ 18. Транспорт веществ через биологические мембраны.	167
№ 19. Биоэлектрические потенциалы.	175
№ 20. Интерференция и дифракция света. Принцип рентгеност- руктурного анализа.	184
№ 21. Поляризация и дисперсия света.	194
№ 22. Оптическая система глаза. Биофизические основы зри- тельной рецепции.	206
№ 23. Оптическая и электронная микроскопия. Волоконная оптика.	218

№ 24. Тепловое излучение. Фотоэффект.	230
№ 25. Люминесценция. Вынужденное излучение.	240
№ 26. Рентгеновское излучение.	251
№ 27. Радиоактивность.	261
№ 28. Дозиметрия ионизирующего излучения.	271

II. Тесты для проверки знаний студентов

1. Основные понятия высшей математики.	280
2. Механика. Акустика.	282
3. Гидродинамика и гемодинамика.	290
4. Электродинамика.	294
5. Физические процессы в биологических мембранах.	305
6. Оптика.	311
7. Тепловое излучение. Квантовая природа света.	318
8. Ионизирующее излучение. Основы дозиметрии.	323

III. Задачи и вопросы

1. Механика.	330
2. Звук и его восприятие.	335
3. Течение жидкости. Особенности кровотока.	339
4. Теплопередача. Терморегуляция.	343
5. Электричество.	345
6. Оптика.	
а) Глаз и оптические приборы.	351
б) Волновые свойства света. Фотометрия.	354
7. Элементы атомной и ядерной физики.	359

Ответы и решения	367
-------------------------	-----

Справочные таблицы	383
---------------------------	-----

Литература	391
-------------------	-----

ПРЕДИСЛОВИЕ

Развитие современной медицины в значительной мере опирается на достижения фундаментальных наук. Её успехи обусловлены развитием физики, биофизики, электроники, техники.

Анализ квалифицированной характеристики врача различных специальностей свидетельствует о том, что знание многих разделов физики и биофизики необходимы квалифицированному специалисту-медику.

В связи с этим на 1-ом курсе лечебно-профилактического факультета студенты получают общую и специальную подготовку по высшей математике, физике и биофизике в курсе «Медицинская и биологическая физика с основами высшей математики», содержанием которого является физика, обращённая к решению медико-биологических задач.

Программа по данной дисциплине предусматривает практические занятия по теоретическому материалу, на которых наряду с рассмотрением вопросов лекционного курса решаются задачи по изучаемой теме. В последние годы в план проведения практических занятий включено экспресс-тестирование по теоретическому материалу. Тестирование является и одним из составных этапов трёхступенчатого экзамена (практические навыки, тестирование, устное собеседование по теоретическому материалу).

Данное учебное пособие является комплексным. Оно включает в себя курс лекций по медицинской и биологической физике, тесты для проверки уровня знаний студентов, задачи и качественные вопросы.

Учебное пособие будет способствовать концентрации внимания студентов на конкретных изучаемых вопросах, сокращению времени на подготовку к практическим и лабораторным занятиям, позволит изучить отдельные вопросы программы самостоятельно.

Курс лекций составлен на основании действующей типовой программы, тесты для проверки уровня знаний студентов соответствуют содержанию лекций, задачи отражают теоретические вопросы, излагаемые в лекциях. В учебное пособие они включены из «Сборника задач и вопросов по медицинской физике» (Баранов А.П., Рогачёв Г.М., 1982 г).

К задачам даны ответы, а для более сложных задач – приведены решения. К тексту лекций и содержанию тестов подобран необходимый иллюстрационный материал, который в полной мере соответствует изучаемым вопросам и способствует лучшему усвоению теоретической части дисциплины.

КУРС ЛЕКЦИЙ по медицинской и биологической физике

ЛЕКЦИЯ №1

ПРОИЗВОДНАЯ И ДИФФЕРЕНЦИАЛ ФУНКЦИИ. ЧАСТНЫЕ ПРОИЗВОДНЫЕ.

1. Понятие производной, ее механический и геометрический смысл.

а) Приращение аргумента и функции.

Пусть дана функция $y=f(x)$, где x – значение аргумента из области определения функции. Если выбрать два значения аргумента x_0 и x из определенного интервала области определения функции, то разность между двумя значениями аргумента называется приращением аргумента:

$$x - x_0 = \Delta x.$$

Значение аргумента x можно определить через x_0 и его приращение:

$$x = x_0 + \Delta x.$$

Разность между двумя значениями функции называется приращением функции:

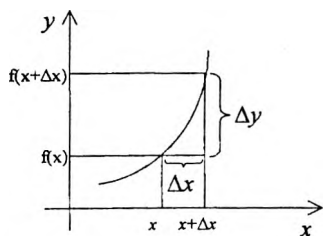
$$\Delta y = \Delta f = f(x_0 + \Delta x) - f(x_0).$$


Рис 1

Приращение аргумента и функции можно представить графически (рис.1). Приращение аргумента и приращение функции может быть как положительным, так и отрицательным. Как следует из рис.1 геометрически приращение аргумента Δx изображается приращением абсциссы, а приращение функции Δy – приращением ординаты. Вычисление прира-

щения функции следует проводить в следующем порядке:

- 1) даем аргументу приращение Δx и получаем значение – $x+\Delta x$;
- 2) находим значение функции для значения аргумента $x+\Delta x$ – $f(x+\Delta x)$;
- 3) находим приращение функции $\Delta f = f(x+\Delta x) - f(x)$.

Пример: Определить приращение функции $y=x^2$, если аргумент изменился от $x_0=1$ до $x=3$. Для точки x_0 значение функции $f(x_0)=x_0^2$; для точки $(x_0+\Delta x)$ значение функции $f(x_0+\Delta x) = (x_0+\Delta x)^2 = x_0^2 + 2x_0\Delta x + \Delta x^2$,

откуда $\Delta f = f(x_0 + \Delta x) - f(x_0) = (x_0 + \Delta x)^2 - x_0^2 = x_0^2 + 2x_0\Delta x + \Delta x^2 - x_0^2 = 2x_0\Delta x + \Delta x^2$; $\Delta f = 2x_0\Delta x + \Delta x^2$; $\Delta x = 3 - 1 = 2$; $\Delta f = 2 \cdot 1 \cdot 2 + 4 = 8$.

б) Задачи, приводящие к понятию производной. Определение производной, ее физический смысл.

Понятие приращения аргумента и функции необходимы для введения понятия производной, которое исторически возникло исходя из необходимости определения скорости тех или иных процессов.

Рассмотрим, каким образом можно определить скорость прямолинейного движения. Пусть тело движется прямолинейно по закону: $\Delta S = 9 \cdot \Delta t$. Для равномерного движения: $9 = \Delta S / \Delta t$.

Для переменного движения значение $\Delta S / \Delta t$ определяет значение $9_{\text{ср}}$, т.е. $9_{\text{ср}} = \Delta S / \Delta t$. Но средняя скорость не дает возможности отразить особенности движения тела и дать представление об истинной скорости в момент времени t . При уменьшении промежутка времени, т.е. при $\Delta t \rightarrow 0$ средняя скорость стремится к своему пределу – мгновенной скорости:

$$9_{\text{мгн}} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} 9_{\text{ср}} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \Delta S / \Delta t.$$

Таким же образом определяется и мгновенная скорость химической реакции:

$$9_{\text{мгн}} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} 9_{\text{ср}} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \Delta x / \Delta t,$$

где x – количество вещества, образовавшееся при химической реакции за время t . Подобные задачи по определению скорости различных процессов привели к введению в математике понятия производной функции.

Пусть дана непрерывная функция $f(x)$, определенная на интервале $]a, b[$ и ее приращение $\Delta f = f(x + \Delta x) - f(x)$. Отношение $\frac{\Delta f}{\Delta x} = \frac{f(x + \Delta x) - f(x)}{\Delta x}$ является функцией Δx и выражает среднюю скорость изменения функции.

Предел отношения $\frac{\Delta f}{\Delta x}$, когда $\Delta x \rightarrow 0$, при условии, что этот предел существует, называется производной функции:

$$y'_x = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{f(x + \Delta x) - f(x)}{\Delta x}.$$

Производная обозначается: y'_x – игрек штрих по икс; $f'(x)$ – эф штрих по икс; y' – игрек штрих; dy/dx – дэ игрек по дэ икс; \dot{y} – игрек с точкой.

Исходя из определения производной, можно сказать, что мгновенная скорость прямолинейного движения есть производная от пути по времени:

$$v_{\text{мгн}} = S'_t = f'(t).$$

Таким образом, можно сделать вывод, что производная функции по аргументу x есть мгновенная скорость изменения функции $f(x)$:

$$y'_x = f'(x) = v_{\text{мгн}}$$

В этом и заключается физический смысл производной. Процесс нахождения производной называется дифференцированием, поэтому выражение «продифференцировать функцию» равносильно выражению «найти производную функции».

в) Геометрический смысл производной.

Производная функции $y = f(x)$ имеет простой геометрический смысл, связанный с понятием касательной к кривой линии в некоторой точке M . При этом, касательную, т.е. прямую линию аналитически выражают в виде $y = kx = \operatorname{tg} \alpha \cdot x$, где α – угол наклона касательной (прямой) к оси X . Представим непрерывную кривую как функцию

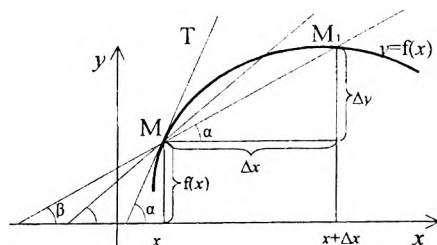


Рис 2

$y = f(x)$, возьмем на кривой точку M и близкую к ней точку M_1 и приведем через нее секущую. Ее угловой коэффициент $k_{\text{сек}} = \operatorname{tg} \beta = \frac{\Delta y}{\Delta x}$. Если приближать точку M_1 к M , то приращение аргумента Δx будет стремиться к нулю, а секущая при $\beta = \alpha$ займет по-

ложение касательной. Из рис.2 следует: $\operatorname{tg} \alpha = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \operatorname{tg} \beta = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\Delta y}{\Delta x} = y'_x$.

Но $\operatorname{tg} \alpha$ равен угловому коэффициенту касательной к графику функции:

$k = \operatorname{tg} \alpha = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\Delta y}{\Delta x} = y'_x = f'(x)$. Итак, угловой коэффициент касательной к графику функции в данной точке равен значению ее производной в точке касания. В этом и состоит геометрический смысл производной.

г) Общее правило нахождения производной.

Исходя из определения производной, процесс дифференцирования функции можно представить следующим образом:

- 1) выбрав некоторое значение аргумента x , дают ему приращение Δx и находят приращенное значение функции в точке $(x + \Delta x)$, равное $f(x + \Delta x) = f(x) + \Delta f$;
- 2) находят приращение функции: $\Delta f = f(x + \Delta x) - f(x)$;
- 3) составляют отношение приращения функции к приращению аргумента:

$$\frac{\Delta f}{\Delta x} = \frac{f(x + \Delta x) - f(x)}{\Delta x};$$

- 4) находят предел отношения $\frac{\Delta f}{\Delta x}$ при $\Delta x \rightarrow 0$, если этот предел существует: $\lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\Delta f}{\Delta x} = f'(x)$.

Пример: $f(x) = x^2$; $f'(x) = ?$.

- 1) $f(x + \Delta x) = (x + \Delta x)^2$;
- 2) $\Delta f = f(x + \Delta x) - f(x) = (x + \Delta x)^2 - x^2 = x^2 + 2x\Delta x + \Delta x^2 - x^2 = 2x\Delta x + \Delta x^2$;
- 3) $\frac{\Delta f}{\Delta x} = \frac{2x\Delta x + \Delta x^2}{\Delta x} = 2x + \Delta x$;
- 4) $f'(x) = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\Delta f}{\Delta x} = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} (2x + \Delta x) = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} 2x + \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \Delta x = 2x$;
- 5) $f'(x) = 2x$.

Однако, как видно даже из этого простого примера, применение указанной последовательности при взятии производных – процесс трудоемкий и сложный. Поэтому для различных функций вводятся общие формулы дифференцирования, которые представлены в виде таблицы «Основных формул дифференцирования функций».

2. Производная сложной функции.

Функция является сложной, если она может быть представлена в виде функции от функции $y = f[\varphi(x)]$, где $y = f(u)$, а $u = \varphi(x)$, где u – промежуточный аргумент. Любую сложную функцию можно представить в виде элементарных функций (простых), которые являются ее промежуточными аргументами.

Примеры:

Простые функции:

$$y = x^2$$

$$y = \sin x;$$

$$y = e^x$$

Сложные функции:

$$y = (x+1)^2; u = (x+1); y = u^2;$$

$$y = \sin 2x; u = 2x; y = \sin u;$$

$$y = e^{2x}; u = 2x; y = e^u;$$

$$y = \ln x$$

$$y = \ln(x+2); u = x+2; y = \ln u.$$

Общее правило дифференцирования сложной функции дается приведённой теоремой без доказательства.

Если функция $u = \varphi(x)$ имеет производную $u'_x = \varphi'(x)$ в точке x , а функция $y = f(u)$ производную $y'_u = f'(u)$ в соответствующей точке u , то производная сложной функции $y = f[\varphi(x)]$ в точке x находится по формуле:

$$y'_x = f'(u) \cdot u'(x).$$

Часто используется менее точная, но более короткая формула данной теоремы: производная сложной функции равна произведению производной по промежуточной переменной на производную промежуточной переменной по независимой переменной.

Пример: $y = \sin 2x^2; u = 2x^2; y = \sin u;$

$$y'_x = (\sin u)'_u \cdot (2x^2)'_x = \cos u \cdot 4x = 4x \cdot \cos 2x^2.$$

3. Производная второго порядка.

Механический смысл второй производной.

Производную функции $y = f(x)$ называют производной первого порядка или просто первой производной функции. Эта производная является функцией от x и её можно дифференцировать вторично. Производная от производной называется производной второго порядка или второй производной. Она обозначается: y''_{xx} — игрек два штриха по икс; $f''(x)$ — эф два штрих по икс; d^2y/dx^2 — дэ два игрек по дэ икс дважды; d^2f/dx^2 — дэ два эф по дэ икс дважды.

Исходя из определения второй производной, можно записать:

$$y''_{xx} = (y'_x)'_x; f''(x) = [f'(x)]'_x; d^2y/dx^2 = d/dx (dy/dx).$$

Вторая производная в свою очередь есть функция от x и её можно дифференцировать и получить производную третьего порядка и т.д.

Пример: $y = 2x^3 + x^2; y''_{xx} = [(2x^3 + x^2)'_x]'_x = (6x^2 + 2x)'_x = 12x + 2;$

Механический смысл второй производной объясняется на основе мгновенного ускорения, которым характеризуют переменное движение.

Если $S = f(t)$ — уравнение движения, то $v = S'_t; a_{cp} = \frac{\Delta v}{\Delta t};$

$$a_{мгн} = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} a_{cp} = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\Delta v}{\Delta t} = v'_t; a_{мгн} = v'_t = (S'_t)'_t = S''_{tt}.$$

Таким образом, вторая производная от пути по времени равна мгновенному ускорению переменного движения. В этом и заключается физический (механический) смысл 2-ой производной.

Пример: Пусть прямолинейное движение материальной точки происходит по закону $S = t^3/3$. Ускорение материальной точки будет определяться как вторая производная $S''_{tt}: a = S''_{tt} = (t^3/3)'' = 2t.$

4. Дифференциал функции.

С понятием производной тесно связано понятие дифференциала функции, которое имеет важное практическое применение.

Функция $f(x)$ имеет производную $\lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\Delta f}{\Delta x} = f'(x)$;

Согласно теореме (теорему не рассматриваем) о связи бесконечно малой величины $\alpha(\Delta x)$ ($\lim_{\Delta x \rightarrow 0} \alpha(\Delta x) = 0$) с производной: $\frac{\Delta f}{\Delta x} = f'(x) + \alpha(\Delta x)$, откуда $\Delta f = f'(x) \Delta x + \alpha(\Delta x) \cdot \Delta x$.

Из последнего равенства следует, что приращение функции состоит из суммы, каждое слагаемое которой есть бесконечно малая величина при $\Delta x \rightarrow 0$.

Определим порядок малости каждой бесконечно малой величины этой суммы по отношению к бесконечно малой Δx :

$$1) \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{f'(x) \Delta x}{\Delta x} = f'(x) = \text{const.}$$

Следовательно, бесконечно малые $f'(x) \Delta x$ и Δx имеют одинаковый порядок малости.

$$2) \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\alpha(\Delta x) \Delta x}{\Delta x} = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \alpha(\Delta x) = 0.$$

Следовательно, бесконечно малая величина $\alpha(\Delta x) \Delta x$ имеет более высокий порядок малости по отношению к бесконечно малой величине Δx . Это означает, что в выражениях для Δf второе слагаемое $\alpha(\Delta x) \Delta x$ быстрее стремится к 0 при $\Delta x \rightarrow 0$, чем первое слагаемое $f'(x) \Delta x$.

Это первое слагаемое $f'(x) \Delta x$ называют дифференциалом функции в точке x . Он обозначается dy (дэ игрек) или df (дэ эф). Итак, $dy = df = f'(x) \Delta x$ или $dy = f'(x) dx$, т.к. дифференциал dx аргумента равен его приращению Δx (если в формуле $df = f'(x) dx$ принять, что $f(x) = x$, то получим $df = dx = x'_x \Delta x$, но $x'_x = 1$, т.е. $dx = \Delta x$). Итак, дифференциал функции равен произведению этой функции на дифференциал аргумента.

Аналитический смысл дифференциала заключается в том, что дифференциал функции – есть главная часть приращения функции Δf , линейная относительно аргумента Δx . Дифференциал функции отличается от приращения функции на бесконечно малую величину $\alpha(\Delta x) \Delta x$ более высокого порядка малости, чем Δx . Действительно $\Delta f = f'(x) \Delta x + \alpha(\Delta x) \Delta x$ или $\Delta f = df + \alpha(\Delta x) \Delta x$; откуда $df = \Delta f - \alpha(\Delta x) \Delta x$.

Пример: $y = 2x^3 + x^2$; $dy = ?$ $dy = y' dx = (2x^3 + x^2)'_x dx = (6x^2 + 2x) dx$.

Пренебрегая бесконечно малой величиной $\alpha(\Delta x) \Delta x$ более высокого порядка малости, чем Δx , получим $df \approx \Delta f \approx f'(x) dx$ т.е. дифферен-

циал функции может быть использован для приближенного вычисления приращения функции, так как дифференциал обычно вычислять проще. Дифференциал может быть применен и к приближенному вычислению значения функции. Пусть нам известна функция $y = f(x)$ и ее производная в точке x . Необходимо найти функцию $f(x+\Delta x)$ в некоторой близкой точке $(x+\Delta x)$. Для этого воспользуемся приближенным равенством $\Delta y \approx dy$ или $\Delta y \approx f'(x) \cdot \Delta x$. Учитывая, что $\Delta y = f(x+\Delta x) - f(x)$, получим $f(x+\Delta x) - f(x) \approx f'(x) \cdot \Delta x$, откуда $f(x+\Delta x) = f(x) + f'(x) \cdot \Delta x$. Полученная формула решает поставленную задачу.

5. Функции многих переменных. Частные производные и дифференциалы.

Большинство процессов, явлений в окружающем нас мире определяются не одной независимой переменной, а несколькими, функционально связанными между собой. Для изучения подобных зависимостей введено понятие функции нескольких аргументов. Например, $S = av$ (площадь); $V = avc$ (объем), $PV = RT$; $P = R \frac{T}{V}$ или $S = f(a, v)$; $V = f(a, v, c)$; $P = f(T, V)$.

В этих случаях часто возникает необходимость определить скорость указанных процессов и другие физические характеристики.

Для функции двух или нескольких переменных рассматриваются вместо обычных производных – частные производные. Пусть дана некоторая функция двух аргументов $z = f(x, y)$. Если мы дадим приращение только одному аргументу, например x , а второй аргумент y зафиксируем, то можно получить частное приращение функции по этому аргументу $\Delta_x f(x, y) = f(x + \Delta x, y) - f(x, y)$. Аналогично разность $\Delta_y f(x, y) = f(x, y + \Delta y) - f(x, y)$ называется частным приращением функции $z = f(x, y)$ по аргументу y .

Частной производной функции двух независимых переменных $z = f(x, y)$ называется производная, взятая по одному из аргументов, а второй аргумент при этом считается постоянным. Например, частная производная функции $z = f(x, y)$ по аргументу x называется предел

$$\lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\Delta_x f}{\Delta x} = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{f(x + \Delta x, y) - f(x, y)}{\Delta x}, \text{ если он существует}$$

Частные производные по аргументам x и y обозначаются следующим образом:

$$z'_x; z'_y; f_x(x, y); f_y(x, y); \frac{\partial z}{\partial x}; \frac{\partial z}{\partial y}; \frac{\partial f}{\partial x}; \frac{\partial f}{\partial y}.$$

Частные производные 1-го порядка функции $z = f(x, y)$ также являются функциями аргументов x и y . Частные производные этих функций называются частными производными

ми второго порядка искомой функции $z=f(x,y)$. Для этой функции можно определить четыре частных производные 2-го порядка:

$$\frac{\partial^2 f}{\partial x^2} = \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\partial f}{\partial x} \right); \quad \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} = \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{\partial f}{\partial y} \right); \quad \frac{\partial^2 f}{\partial y \partial x} = \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\partial f}{\partial y} \right); \quad \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y} = \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{\partial f}{\partial x} \right).$$

Частные производные $\frac{\partial^2 f}{\partial y \partial x}$ и $\frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y}$ отличаются порядком дифференцирования и называются смешанными частными производными второго порядка.

По аналогии с дифференциалом функции одной независимой переменной частные дифференциалы функции по x и по y будут равны:

$$d_x z = \frac{\partial z}{\partial x} dx; \quad d_y z = \frac{\partial z}{\partial y} dy.$$

Полный дифференциал функции двух независимых переменных будет равен сумме частных дифференциалов: $dz = d_x z + d_y z = \frac{\partial z}{\partial x} dx + \frac{\partial z}{\partial y} dy$.

Полный дифференциал функции двух независимых переменных является главной частью полного приращения и может быть использован для приближенных расчетов полного приращения функции $z=f(x,y)$, т.е. $\Delta f \approx df$;

$$\Delta z \approx \Delta f \approx \frac{\partial f}{\partial x} dx + \frac{\partial f}{\partial y} dy.$$

Абсолютная величина полного приращения функции $|\Delta z| = |\Delta f|$ при расчете погрешности измерения называется её абсолютной ошибкой. Если заменить полное приращение функции дифференциалом, то её абсолютная ошибка рассчитывается по приведенной формуле полного дифференциала.

Объем цилиндра определяется по формуле $V=\pi R^2 h$, т.е. $V=f(R,h)$. Необходимо определить приращение объема, если R и h получают приращения Δh и ΔR . В этом случае: $\Delta V = dV = \frac{\partial V}{\partial R} dR + \frac{\partial V}{\partial h} dh$, где $dR = \Delta R$, а $dh = \Delta h$.

Пример: Найти частные производные и полный дифференциал функции:

$$Z = 3x^3 y^2 + x^2 y^2 + y^4$$

$$\frac{\partial z}{\partial x} = (3x^3 y^2 + x^2 y^2 + y^4)'_x = 9x^2 y^2 + 2xy^2; \quad (y = \text{const});$$

$$\frac{\partial z}{\partial y} = (3x^3 y^2 + x^2 y^2 + y^4)'_y = 6x^3 y + 2x^2 y + 4y^3; \quad (x = \text{const});$$

$$dz = d_x z + d_y z = \frac{\partial z}{\partial x} dx + \frac{\partial z}{\partial y} dy = (9x^2 y^2 + 2xy^2)dx + (6x^3 y + 2x^2 y + 4y^3)dy.$$

ЛЕКЦИЯ №2

НЕОПРЕДЕЛЕННЫЙ ИНТЕГРАЛ. ОПРЕДЕЛЕННЫЙ ИНТЕГРАЛ. ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНЫЕ УРАВНЕНИЯ.

1. Неопределенный интеграл и его свойства.

Многочисленные математические операции образуют пары двух взаимобратных действий. Например, сложение и вычитание, умножение и деление, возведение в целую степень и извлечение корня, логарифмирование и потенцирование. Дифференциальное исчисление решает следующую основную задачу: по данной функции найти ее производную. Обратным действием дифференцирования является интегрирование: для данной функции $f(x)$ найти такую функцию $F(x)$, производная которой равнялась бы заданной функции $f(x)$, т.е.

$$F'(x) = f(x) \quad (1)$$

Поставленную задачу можно сформулировать в следующей форме: для данной функции $f(x)$ найти такую функцию $F(x)$, дифференциал которой равнялся бы выражению $f(x)dx$:

$$dF(x) = f(x)dx \quad (2)$$

Функция $F(x)$, связанная с функцией $f(x)$ соотношением (1) или (2), называется ее первообразной.

Так, например, первообразной от функции $f(x)=x^2$ будет функция $F(x)=x^3/3$, так как $F'(x) = (x^3/3)' = x^2$ или то же самое $dF = d(x^3/3) = x^2 dx$.

В общем случае, если $f(x)$ имеет первообразную функцию $F(x)$, то совокупность $[F(x)+C]$ также будет первообразной для нее, т.к. $C' = 0$. Следовательно, для данной функции $f(x)$ может быть не одна, а множество первообразных $[F(x)+C]$, отличающихся на некоторую постоянную интегрирования.

Совокупность первообразных $[F(x)+C]$ для данной функции $f(x)$ или данного дифференциала $f(x) dx$ называют неопределенным интегралом от функции $f(x)$ и обозначают $\int f(x)dx$. По определению

$$\int f(x)dx = [F(x)+C] \quad (3)$$

- читается «неопределенный интеграл эф от икс дэ икс», где $f(x) dx$ – подинтегральное выражение; $f(x)$ – подинтегральная функция; C – постоянная интегрирования; символ \int - знак неопределенного интеграла. Под знаком неопределенного интеграла мы имеем не производную искомой функции, а ее дифференциал. Так как, например, функция $F(x)=x^3/3$ является одной из первообразных от функции $f(x)=x^2$, то на основании формулы (3) получим $\int x^2 dx = x^3/3 + C$.

Рассмотрим основные свойства неопределенного интеграла:

1. Производная от неопределенного интеграла равна подынтегральной функции: $[\int f(x) dx]' = [F(x) + C]' = F'(x) = f(x)$.
2. Дифференциал от неопределенного интеграла равен подынтегральному выражению: $d[\int f(x) dx] = d[F(x) + C] = [F(x) + C]'dx = F'(x) dx = f(x) dx$.
3. Интеграл от дифференциала первообразной равен самой первообразной: $\int d[F(x) + C] = \int dF(x) = \int f(x) dx = F(x) + C$.
4. Постоянный множитель можно выносить за знак неопределенного интеграла: $\int \kappa f(x) dx = \kappa \int f(x) dx$.
5. Интеграл от алгебраической суммы равен алгебраической сумме интегралов слагаемых, т.е.:

$$\int [f_1(x) + f_2(x) - f_3(x)] dx = \int f_1(x) dx + \int f_2(x) dx - \int f_3(x) dx.$$

Пример:

Найти $\int (x^3 + 3\sin x - 8) dx = \int x^3 dx + 3 \int \sin x dx - 8 \int dx = x^4/4 - 3\cos x - 8x + C$.

Используя формулы интегрирования для трех интегралов, при каждом интегрировании получим свою произвольную постоянную. Но в конечном итоге мы имеем только одну произвольную постоянную, так как, если C_1, C_2, C_3 – произвольные постоянные, то и величина C равная их алгебраической сумме, также является произвольной постоянной.

2. Простейшие способы интегрирования.

а) Непосредственное интегрирование.

Нахождение интегралов функций, основанное на прямом применении свойств неопределенных интегралов и таблицы основных формул интегрирования. Рассмотрим пример нахождения интеграла функции путем непосредственного интегрирования.

Пример:

$$\int (x - 3)^2 dx = \int (x^2 - 6x + 9) dx = \int x^2 dx - 6 \int x dx + 9 \int dx = x^3/3 - 3x^2 + 9x + C.$$

В подавляющем большинстве случаев мы имеем дело с интегралами функций, которые нельзя найти непосредственным интегрированием. В этом случае необходимо сделать подстановку (заменить переменную).

б) Интегрирование подстановкой (замена переменной).

Интегрирование подстановкой, или как его часто называют, методом замены переменной, является одним из более эффективных и распространенных методов интегрирования. Способ подстановки состоит в том, чтобы перейти от данной переменной интегрирования к другой переменной с целью упростить подынтегральное выражение и

привести его к одному из табличных видов интегралов. При этом выбор подстановки решается исполнителем индивидуально, т.к. не существует общих правил, указывающих какую подстановку в данном случае взять.

Пример: Найти интеграл $\int e^{2x+3} dx$.

Введем новую переменную t , связанную с x следующей зависимостью

$$2x + 3 = t.$$

Возьмем дифференциалы от левой и правой частей этого равенства:

$$2dx = dt; \quad dx = dt/2.$$

Теперь вместо $2x + 3$ и dx в подинтегральное выражение подставим их значения. Тогда получим: $\int e^{2x+3} dx = \frac{1}{2} \int e^t dt = \frac{1}{2} e^t + C$. Возвращаясь к прежней переменной, получим окончательно выражение:

$$\int e^{2x+3} dx = \frac{1}{2} e^{2x+3} + C.$$

Чтобы убедиться в правильности взятия интеграла необходимо первообразную функцию $\frac{1}{2} e^{2x+3}$ продифференцировать и проверить, будет ли ее производная равна подинтегральной функции:

$$\left(\frac{1}{2} e^{2x+3} \right)' = \frac{1}{2} e^{2x+3} \cdot (2x+3)' = e^{2x+3}.$$

3. Определенный интеграл и его свойства.

Понятие определенного интеграла широко используется во многих областях науки и техники. С его помощью вычисляются площади, ограниченные кривыми, объемы произвольной формы, мощность и работа переменной силы, путь движущегося тела, моменты инерции и многие другие величины.

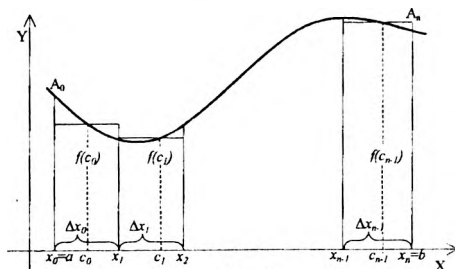


Рис.1

В подавляющем большинстве случаев понятие определенного интеграла вводится при решении задач определения площади криволинейной трапеции. Пусть имеется непрерывная функция $y = f(x)$ на отрезке $[a, b]$. Фигуру, ограниченную кривой $y = f(x)$ ординатами aA_0 , bA_n и отрезком $[a, b]$ оси абсцисс называют криволинейной трапецией (рис.1).

резком $[a, b]$ оси абсцисс называют криволинейной трапецией (рис.1).

Поставим перед собой задачу: определить площадь S криволинейной трапеции $aA_0A_n\epsilon$. Для этого разобьем отрезок $[a, \epsilon]$ на n не обязательно равных частей и обозначим точки деления таким образом:

$$a = x_0 < x_1 < x_2 < \dots < x_n = \epsilon.$$

Из точек деления восстановим перпендикуляры до пересечения с кривой $y = f(x)$. Таким образом, мы всю площадь, ограниченную кривой, разбили на n элементарных криволинейных трапеций. Восстановим из произвольных точек каждого отрезка Δx_i ординаты $f(C_i)$ до пересечения с кривой $y = f(x)$. Далее построим ступенчатую фигуру, состоящую из прямоугольников с основанием Δx_i и высотой $f(C_i)$. Элементарная площадь i -го прямоугольника будет $S_i = f(C_i)(x_i - x_{i-1})$, а вся площадь S_n полученной ступенчатой фигуры будет равна сумме площадей прямоугольников:

$$S_n = f(C_0)(x_1 - x_0) + f(C_1)(x_2 - x_1) + \dots + f(C_{n-1})(x_n - x_{n-1}).$$

Для сокращения записи этой суммы вводят символ \sum (сигма) — знак, означающий суммирование величин. Тогда

$$S_n = \sum_{i=0}^{n-1} f(C_i)(x_i - x_{i-1}) = \sum_{i=0}^{n-1} f(C_i)\Delta x_i.$$

Эта сумма S_n , которая называется интегральной суммой, может быть или больше или меньше истинного значения данной площади. Наиболее близким значением к истинной величине площади будет предел суммы при условии, что элементарные отрезки будут дробиться ($n \rightarrow \infty$), а длина самого большого отрезка Δx_{\max} будет стремиться к нулю, т.е.:

$$S = \lim_{\substack{\Delta x_{\max} \rightarrow 0 \\ n \rightarrow \infty}} \sum_{i=0}^{n-1} f(C_i)\Delta x_i \quad (4)$$

Этот предел интегральной суммы (если он существует) называется **определенным интегралом** от функции $f(x)$ на отрезке $[a, \epsilon]$ и обозначают:

$$\int_a^{\epsilon} f(x)dx = \lim_{\substack{\Delta x_{\max} \rightarrow 0 \\ n \rightarrow \infty}} \sum_{i=0}^{n-1} f(C_i)\Delta x_i \quad (5)$$

(читается — “определенный интеграл от a до ϵ эф от икс дэ икс”).

Числа a и ϵ называются соответственно нижним и верхним пределами интегрирования, $f(x)$ — подинтегральной функцией; x — переменной интегрирования. Применяв формулы (4) и (5) можно записать. Что площадь криволинейной трапеции численно равна интегралу от функции, ограничивающей трапецию, взятому на интервале интегрирования $[a, \epsilon]$:

$$S = \int_a^{\epsilon} f(x)dx.$$

Этот факт выражает геометрический смысл определенного интеграла.

Рассмотрим свойства определенного интеграла.

1. Определенный интеграл не зависит от обозначения переменной,

т.е.:
$$\int_a^b f(x) dx = \int_{t_0}^t f(t) dt = \int_{u_0}^u f(u) du.$$

2. Определенный интеграл алгебраической суммы равен алгебраической сумме определенных интегралов от каждого слагаемого:

$$\int_a^b [f_1(x) + f_2(x) + \dots] dx = \int_a^b f_1(x) dx + \int_a^b f_2(x) dx + \dots$$

3. Постоянный множитель κ в подинтегральном выражении выносится за знак интеграла:

$$\int_a^b \kappa f(x) dx = \kappa \int_a^b f(x) dx.$$

4. Если верхний и нижний пределы интегрирования поменять местами, то определенный интеграл изменит свой знак на противоположный, сохранив абсолютную величину неизменной:

$$\int_a^b f(x) dx = - \int_b^a f(x) dx.$$

5. Если отрезок $[a, b]$ разбить на две части $[a, c]$ и $[c, b]$, то интеграл:

$$\int_a^b f(x) dx = \int_a^c f(x) dx + \int_c^b f(x) dx.$$

6. $\int_a^b dx = b - a$, при $a \neq b$. Это свойство вытекает из того, что неопределенный интеграл $\int dx = x$, т.е. равен некоторой длине отрезка, началом и концом которой будут точки a и b этого отрезка.

7. Если подинтегральная функция на отрезке $[a, b]$ сохраняет постоянный знак, то и определенный интеграл будет представлен числом того же знака, т.е.: $f(x) > 0$ и $\int_a^b f(x) dx > 0$.

Существуют и другие свойства определенного интеграла, которые мы рассматривать не будем.

4. Связь между определенным и неопределенным интегралами.

а) Формула Ньютона-Лейбница.

Несмотря на то, что неопределенный интеграл есть совокупность первообразных, а определенный интеграл есть число, все же между

ними имеется определенная связь, впервые установленная Ньютоном и Лейбницем в виде формулы Ньютона-Лейбница. Значение определенного интеграла равно разности значений любой первообразной от подынтегральной функции, взятой при верхнем и нижнем пределах интегрирования:

$$\int_a^b f(x) dx = F(x) \Big|_a^b = F(b) - F(a).$$

Рассмотрим пример нахождения определенного интеграла. Пусть нам необходимо найти определенный интеграл вида:

$$\int_1^2 x^2 dx = \frac{x^3}{3} \Big|_1^2 = \frac{1}{3}(2)^3 - \frac{1}{3}(1)^3 = \frac{1}{3}(8 - 1) = \frac{7}{3}.$$

Нахождение определенного интеграла сводится к следующим операциям:

- 1) находят первообразную для данной подынтегральной функции;
- 2) вычисляются первообразные для данных частных значений верхнего и нижнего пределов интегрирования;
- 3) находят разность частных значений первообразной $F(b) - F(a)$.

б) Применение метода замены переменной интегрирования при вычислении определенного интеграла.

При использовании метода замены переменной для вычисления определенного интеграла вводится новая переменная, с помощью которой интеграл сводится к табличному. Одновременно заменяют пределы интегрирования. Рассмотрим эти операции на отдельном приме-

ре: $\int_0^{\pi/2} e^{\sin x} \cdot \cos x dx$; 1) $\sin x = t$; 2) $d(\sin x) = dt$; $\cos x dx = dt$;

3) $a = \sin 0 = 0$; $b = \sin \frac{\pi}{2} = 1$;

4) $\int_0^{\pi/2} e^{\sin x} \cdot \cos x dx = \int_0^1 e^t dt = e^t \Big|_0^1 = e^1 - e^0 = 2,7 - 1 = 1,7.$

5. Дифференциальное уравнение.

а) Общее понятие и определение.

Многие вопросы естествознания, техники и различных отраслей науки сводятся к нахождению неизвестной функции, если известно уравнение, содержащее x, y и производные различных порядков функции $f(x)$: $f'(x)$; $f''(x)$; $f'''(x)$; ...; $f^{(n)}(x)$ или дифференциалы df ; d^2f ;

d^3f ; ...; $d^n f$. Такие уравнения называют дифференциальными (ДУ). В общем виде ДУ можно записать так: $F(x, y, y', y'', \dots, y^{(n)}) = 0$.

Для функции $y = f(x)$ одного аргумента дифференциальные уравнения называются обыкновенными; для функции $u = f(x, y, z, \dots, t)$ нескольких переменных (двух и более) уравнения называются дифференциальными в частных производных.

Порядком ДУ называется порядок наивысшей производной или дифференциала. Например, $y' = 2x^2 y + 5$ – уравнение 1-го порядка,

а $y'' + y' = 0$ – уравнение второго порядка.

Общим решением ДУ k -го порядка называется функция $y = f(x, c_1, c_2, \dots, c_k)$ от x с произвольными постоянными c_1, c_2, \dots, c_k , обращающая это уравнение в тождество.

При конкретном значении произвольных постоянных получают частное решение из общего. При этом задаются не сами постоянные, а условие, которому должно удовлетворять искомое частное решение. Задание таких условий называется заданием начальных условий и кратко записывается так: при $x = x_0$; $f(x_0) = y_0$; $f'(x_0) = y'_0$ и т.д. Задача нахождения частного решения удовлетворяющего его начальным условиям, называется задачей Коши.

6) Дифференциальные уравнения первого порядка с разделяющимися переменными.

Дифференциальные уравнения вида: $f_1(x)\varphi_1(y)dx + f_2(x)\varphi_2(y)dy = 0$ называются дифференциальными уравнениями с разделяющимися переменными. Суть такого разделения сводится к тому, чтобы путем некоторых математических операций, произвести группировку переменных, производных, дифференциалов в отдельные слагаемые так, чтобы, они содержали только один вид переменных. Слагаемые, включающие только одну переменную, можно получить, если ДУ разделить на $f_2(x)\varphi_2(y)$. Тогда получим: $\frac{f_1(x)}{f_2(x)} dx = -\frac{\varphi_2(y)}{\varphi_1(y)} dy$.

Интегрируя это уравнение, мы получим общее решение дифференциального уравнения в виде: $\int \frac{f_1(x)}{f_2(x)} dx = -\int \frac{\varphi_2(y)}{\varphi_1(y)} dy + C$. Это выражение является общим решением приведенного уравнения.

Пример: 1) $y' = 2xy$; $\frac{dy}{dx} = 2xy$; $\frac{dy}{y} = 2x dx$; $\int \frac{dy}{y} = 2 \int x dx$; $\ln y = x^2 + C$;

$\ln y = \ln e^{x^2} + \ln C$; $\frac{y}{c} = e^{x^2}$; $y = c \cdot e^{x^2}$ – общее решение. При начальных условиях $x=0, y=2$; $c=2$; $y = 2 e^{x^2}$ – частное решение.

$$2) y' = 4x^3 \text{ (при } x=0, y=0). \int dy = 4 \int x^3 dx; \quad y = x^4 + c; \quad y = x^4.$$

6. Линейные однородные уравнения второго порядка с постоянными коэффициентами.

Уравнение вида: $y'' + py' + qy = f(x)$, где p, q – постоянные коэффициенты, а $f(x)$ – некоторая функция, называют линейными дифференциальными уравнениями второго порядка с постоянными коэффициентами. Мы рассмотрим уравнение для случаев когда $f(x)=0$. Если $f(x)=0$, то уравнение $y'' + py' + qy = 0$ называют линейным однородным дифференциальным уравнением (ЛОДУ) второго порядка с постоянными коэффициентами. Решение такого дифференциального уравнения, как показал Эйлер, следует искать в виде следующих функций: $y = e^{\kappa x}$, где κ – некоторый коэффициент. Подставим значения $y' = \kappa e^{\kappa x}$ и $y'' = \kappa^2 e^{\kappa x}$, найденные из этой функции в уравнение. Тогда получим: $\kappa^2 e^{\kappa x} + \kappa p e^{\kappa x} + q e^{\kappa x} = 0$ или $e^{\kappa x}(\kappa^2 + \kappa p + q) = 0$; $e^{\kappa x} \neq 0$.

Для того чтобы функция $y = e^{\kappa x}$ была решением дифференциального уравнения, достаточно, чтобы $\kappa^2 + \kappa p + q = 0$.

Это уравнение называют характеристическим уравнением и корни его определяют по формуле:

$$\kappa_{1,2} = -\frac{p}{2} \pm \sqrt{\frac{p^2}{4} - q}$$

Эйлер показал, что для ЛОДУ может быть три вида решений:

1-ый вид: если корни κ_1 и κ_2 характеристического уравнения действительные и различные ($\kappa_1 \neq \kappa_2$), то все решения ЛОДУ даются формулой:

$$y = c_1 \cdot e^{\kappa_1 x} + c_2 \cdot e^{\kappa_2 x}.$$

2-ой вид: если корни κ_1 и κ_2 характеристического уравнения действительные и равные $\kappa_1 = \kappa_2 = \kappa$, то все решения ЛОДУ даются в виде такой формулы: $y = (c_1 + c_2) e^{\kappa x}$.

3-й вид: если же корни $\kappa_{1,2} = \alpha \pm i\beta$; ($i = \sqrt{-1}$) характеристического уравнения комплексные числа, то все решения ЛОДУ даются такой формулой: $y = e^{\alpha x}(c_1 \cos \beta x + c_2 \sin \beta x)$, где c_1 и c_2 – произвольные постоянные.

Все приведенные выше три вида решений представляют собой общее решение ЛОДУ. Частные решения находят по заданным начальным условиям:

Пример: $y'' - 6y' + 8y = 0$; $\kappa^2 - 6\kappa + 8 = 0$; $\kappa_{1,2} = 3 \pm \sqrt{9 - 8}$; $\kappa_1 = 4$; $\kappa_2 = 2$;
 $y = c_1 \cdot e^{4x} + c_2 \cdot e^{2x}.$

ЛЕКЦИЯ №3

ЭЛЕМЕНТЫ ТЕОРИИ ВЕРОЯТНОСТИ И МАТЕМАТИЧЕСКОЙ СТАТИСТИКИ.

1.Случайное событие. Вероятность случайного события.

В теории вероятностей исследуются закономерности, относящиеся к случайным событиям, величинам, процессам. Теория вероятностей служит для обоснования математической и прикладной статистики.

В естественных науках понятие «статистика» означает анализ массовых явлений, основанный на применении методов теории вероятности. Математическая статистика – это наука о математических методах систематизации и использования статистических данных для научных и практических выводов. Во многих своих разделах математическая статистика опирается на теорию вероятности, позволяющую оценить надежность и точность выводов на основе ограниченного статистического материала. Среди множества методов познания биологических процессов теория вероятности с математической статистикой занимает одно из важных мест.

Массовые явления и процессы характеризуются, прежде всего, многократным повторением при постоянных условиях некоторых опытов, операций и т.д. Всякий факт какого-либо испытания, эксперимента или действия называют событием. Событие – это исход испытания. События называются достоверными, если они происходят неизбежно в результате каждого испытания и невозможными, если в результате каждого испытания они не могут произойти.

Одним из важных понятий теории вероятности является понятие «случайного события». Случайным событием называется всякий факт, который в результате опыта (испытания) может произойти или не произойти. Например, случайными будут события: успешная сдача студентом экзамена, вспышка эпидемии, появление герба при бросании монеты, попадание в цель при выстреле. Рассматривая множество событий, можно предположить, что для каждого случайного события объективно существует специфическая мера возможности его появления в данном опыте, называемая вероятностью события. Эта безразмерная величина, служащая в некотором смысле «мерой случайности» события, характеризующая степень его близости к достоверному событию.

Вероятность любого события A обозначается символом $P(A)$ или P_A или P .

Классической вероятностью $P(A)$ события A называется отношение числа случаев m , благоприятствующих событию A , к общему числу случаев n (n – мало): $P(A) = \frac{m}{n} (0 \leq m \leq n)$.

Вероятность любого события A удовлетворяет двойному неравенству: $0 \leq P(A) \leq 1$, так как вероятность достоверного события равна 1; невозможного – 0.

Если же имеется возможность неограниченного повторения испытания, то при достаточно большом n испытаний интересующее нас событие A может произойти m раз, а отношение $P^*(A) = \frac{m}{n}$ – называется относительной частотой события A или просто частотой события A . Частоту события иначе называют статистической вероятностью. При большом числе испытаний частота события примерно постоянная.

В ряде случаев вычислить вероятность события оказывается проще, если представить его в виде комбинации более простых событий. Этой цели служат теоремы сложения и умножения вероятностей. Пусть события A и B несовместны и известны их вероятности. Вероятность осуществления либо события A , либо события B определяется теоремой сложения.

Вероятность появления одного из двух несовместных событий равна сумме их вероятностей:

$$P(A \text{ или } B) = P(A) + P(B).$$

Доказательство: Пусть n – общее число испытаний; m_1 – число случаев, благоприятствующих событию A ; m_2 – число случаев, благоприятствующих событию B . Число случаев, благоприятствующих наступлению события A , либо события B , равно $m_1 + m_2$. Тогда

$$P(A \text{ или } B) = \frac{m_1 + m_2}{n} = \frac{m_1}{n} + \frac{m_2}{n} = P(A) + P(B).$$

Пример: Найти вероятность выпадания “1” или “6” при бросании игральной кости. Событие A (выпадение 1) и B (выпадение 6) является равновероятными: $P(A) = P(B) = \frac{1}{6}$; $P(A \text{ или } B) = \frac{1}{6} + \frac{1}{6} = \frac{1}{3}$.

Теорема умножения вероятностей заключается в следующем. Вероятность совместного появления независимых событий равна произведению их вероятностей. Для двух событий: $P(A \text{ и } B) = P(A) \cdot P(B)$.

Доказательство: Пусть m_1 – число случаев, благоприятствующих событию A ; m_2 – число случаев, благоприятствующих событию B ; n_1 – число равновероятных случаев, в которых событие A появляется или нет. n_2 – число равновероятных случаев, в которых событие B появляется или нет. Общее число случаев, благоприятствующих совместному появлению событий A и B равно $m_1 m_2$. Общее число возможных

элементарных событий испытания равно $n_1 \cdot n_2$ (число событий n_1 может сочетаться с каждым из n_2 событий). Вероятность совместного появления событий А и В –

$$P(A \text{ и } B) = \frac{m_1 m_2}{n_1 n_2} = \frac{m_1}{n_1} \cdot \frac{m_2}{n_2} = P(A) \cdot P(B).$$

Пример: В одной урне находится 5 черных и 15 белых шаров, в другой – 3 черных и 17 белых шаров. Найти вероятность того, что при первом вынимании шаров из каждой урны оба шара окажутся черными:

$$P(A \text{ и } B) = P(A) \cdot P(B) = \frac{1}{4} \cdot \frac{3}{20} = \frac{3}{80}.$$

2. Случайные величины. Закон распределения и числовые характеристики дискретных случайных величин.

Каждому элементарному событию из некоторого множества событий можно поставить в соответствие то или иное значение $x = x(A)$, которое будет являться случайной величиной. Примером случайной величины могут являться: количество студентов на лекции, продолжительность жизни человека, ошибка при измерении той или иной величины, количество больных на приеме у врача.

Случайные величины служат основным объектом теории вероятности и математической статистики. Различают два основных типа случайных величин: дискретные и непрерывные.

Дискретной (прерывной) называют случайную величину, принимающую на заданном интервале конечное или бесконечное множество отдельных значений, элементы которого могут быть занумерованы в каком-либо порядке и записаны в последовательности: x_1, x_2, \dots, x_n .

Примером дискретной случайной величины, принимающей бесчисленное множество значений на конечном интервале, может быть множество всех рациональных чисел на интервале $]0,1[$, число букв на произвольной странице текста., число родившихся мальчиков в различных месяцах в определенном регионе.

Дискретная случайная величина считается заданной, если указаны все ее возможные значения и соответствующие им вероятности. Обозначим дискретную случайную величину X , а ее значения x_1, x_2, x_3, \dots , соответствующие им вероятности $P(x_1) = P_1; P(x_2) = P_2$ и т.д.. Законом распределения дискретной случайной величины называют всякое соответствие, устанавливающее связь между ее возможными значениями и их вероятностями. Закон распределения может иметь различные формы. Он может быть задан в виде таблицы, которую также называют рядом распределения:

X	x_1	x_2	x_3	...	x_n
P	P_1	P_2	P_3	...	P_n

Так как все возможные случайные величины образуют полную группу событий (представляют полную систему), то сумма их вероятностей равна единице: $\sum_{i=1}^n P_i = 1$.

Закон распределения полностью описывает дискретную случайную величину. Во многих случаях наряду с законом или вместо него информацию о случайных величинах могут дать числовые параметры, получившие название числовых характеристик дискретных случайных величин.

Рассмотрим наиболее употребляемые из них:

1. Математическое ожидание дискретной случайной величины x – это сумма произведений всех возможных значений величины x на вероятности этих значений: $\mu = \sum_{i=1}^n x_i P_i \approx \sum_{i=1}^n x_i \frac{m_i}{n}$.

Оно соответствует значению случайной величины, около которого группируются все его возможные значения.

При большом числе измерений среднее арифметическое случайной величины приближается к ее математическому ожиданию. Если произведено n независимых испытаний, в которых случайная величина принимает значение $x_1 - m_1$ раз, $x_2 - m_2$ раз ... $x_n - m_n$ раз, то:

$$m_1 + m_2 + \dots + m_n = n.$$

Среднее арифметическое всех значений случайной величины:

$$\bar{x} = \frac{m_1 x_1 + m_2 x_2 + \dots + m_n x_n}{n} = \frac{m_1}{n} x_1 + \frac{m_2}{n} x_2 + \dots + \frac{m_n}{n} x_n = \sum_{i=1}^n x_i \frac{m_i}{n};$$

Следовательно, равенство тем точнее, чем больше число наблюдений

n и при большом числе n испытаний $\frac{m_i}{n}$ стремится к P_i .

2. Дисперсией дискретной случайной величины x называется математическое ожидание квадрата отклонения случайной величины от ее математического ожидания. Слово «дисперсия» означает «рассеяние». Дисперсия обозначается $D(X)$ или σ^2 или $\sigma^2(X)$. По определению:

$$\sigma^2 = \sigma^2(X) = M[(X - \mu)^2] = \sum_{i=1}^n (x_i - \mu)^2 P_i.$$

3. Средним квадратичным отклонением называется корень квадратный из дисперсии: $\sigma = \sigma(X) = \sqrt{\sigma^2(X)} = \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \mu)^2 P_i}$.

Эта величина вводится для оценки рассеяния случайной величины вокруг ее математического ожидания. Она имеет размерность, совпадающую с размерностью случайной величины X .

3. Непрерывные случайные величины. **Нормальный закон распределения (закон Гаусса).**

Для описания реальных величин, зависящих от случая, дискретных случайных величин недостаточно. Действительно, таким величинам как температура, давление, размеры физических объектов, длительность физических процессов неестественно приписывать дискретное множество возможных значений. Естественнее считать, что их возможные значения в принципе могут быть любыми числами в некоторых пределах, т.е. являться непрерывными случайными величинами.

Непрерывной называют случайную величину, которая может принимать все значения из некоторого конечного интервала. Число возможных значений непрерывной случайной величины бесконечно. Непрерывную случайную величину нельзя описать законом распределения как дискретную в виде таблицы. Однако различные области возможных ее значений все же не являются одинаково вероятными, и для непрерывной случайной величины существует «распределение вероятностей», хотя не в том смысле, что для дискретной. Для конечной оценки распределения вероятностей удобно пользоваться не вероятностью события $X=x$, а вероятностью события $X < x$. Под выражением $X < x$ понимают событие – «случайная величина X приняла значение, меньшее x ».

Функцией распределения случайной величины X называется функция $F(x)$, равная вероятности $P(X < x)$ того, что случайная величина X принимает значение, меньшее x : $F(x) = P(X < x)$.

Функцию $F(x)$ называют еще «интегральной функцией распределения» или интегральным законом распределения. Функция $F(x)$ является одной из форм закона распределения.

Однако в большинстве случаев для описания непрерывных случайных величин при теоретическом их изучении вводят понятие плотности распределения (плотность вероятности), которая равна производной ее интегральной функции $f(x) = F'(x)$. Наиболее часто встречаются величины, распределенные по нормальному закону распределения (закону Гаусса), являющемуся предельным законом, к которому приближаются другие законы распределения.

Случайная величина распределяется по нормальному закону, если плотность вероятности ее имеет вид:

$$f(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}},$$

где μ – математическое ожидание, σ – среднее квадратическое отклонение.

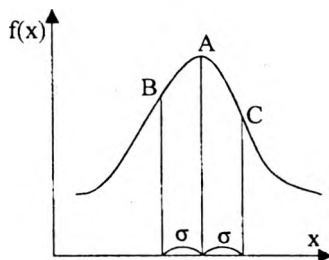


Рис.1

График плотности вероятности нормального распределения носит название нормальной кривой распределения или кривой Гаусса (рис.1). В точке $x = \mu$ функция имеет максимум:

$$f(\mu) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}}.$$

Форма кривой распределения зависит от σ (рис.2); μ — определяет центр рассеяния, а значит и положение распределения на оси абсцисс (рис.3). При этом кривая сохраняет

свою форму.

Площадь, ограниченная кривой нормального распределения всегда равна единице, поэтому при увеличении σ кривая становится пологой.

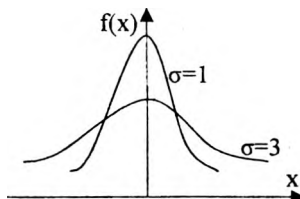


Рис.2

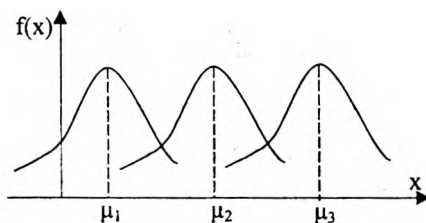


Рис.3

4. Статистическое распределение выборки. Гистограмма.

На практике всегда приходится иметь дело с ограниченным количеством экспериментальных данных, поэтому результаты наблюдений и их обработка содержит больший или меньший элемент случайности. Разработка методов регистрации, описания и анализа таких экспериментальных данных составляет предмет математической статистики.

В математической статистике изучение случайной величины связано с выполнением ряда независимых опытов, в которых она принимает определенное значение. Полученные значения случайной величины представляют простой статистический ряд (простая статистиче-

ская совокупность), подлежащий обработке и научному анализу. Общее число членов этого ряда называют его объёмом.

Совокупность, состоящая из всех объектов, которые могут быть к ней отнесены, называется генеральной (количество больных на земном шаре, страдающих гипертонией). Теоретически это бесконечно большая или приближающаяся к бесконечности совокупность. Число объектов генеральной совокупности называется ее объемом N .

Множество объектов, случайно отобранных из генеральной совокупности, называется выборочной совокупностью или выборкой, а число объектов выборки называется ее объемом и обозначается буквой (n) .

Первой задачей статистической обработки экспериментального материала является наведение определенного порядка в полученном простом статистическом ряду. Поэтому целесообразно расположить данные в порядке возрастания с указанием их повторяемости – составить вариационный ряд. Если количественный признак является дискретным, подсчитывают сколько раз встречается каждое значение признака и результат представляют в виде таблицы:

X	x_1	x_2	x_3	...	x_k
m	m_1	m_2	m_3	...	m_k
$p^* = \frac{m}{n}$	P^*_1	P^*_2	P^*_3	...	P^*_k

Наблюдаемые значения x_1, x_2, \dots, x_n называют вариантами. Числа m_1, m_2, \dots, m_n - называют частотами, а их отношение к объёму выборки относительными частотами: $P^*_i = \frac{m_i}{n}$.

Сумма всех частот равна объёму совокупности n : $\sum_{i=1}^n m_i = n$.

Таблицу, содержащую значение вариант признака, их частоты или относительные частоты, называют дискретным статистическим рядом распределения или статистическим распределением выборки.

В случае большего количества вариантов и непрерывности признака дискретный ряд перестает быть удобной формой записи статистического материала. В этом случае производят группировку вариантов по интервалам, при этом весь диапазон признака x делят на определенное число k интервалов шириной Δx , подсчитывают частоту m_i в каждом интервале, значения, попавшие на конец интервала, относят или к левому или к правому интервалу, определяют $P^*_i = \frac{m_i}{n}$, и результаты заносят в таблицу, называемую статистическим интервальным рядом:

Интервал ΔX	$[x_0, x_1[$	$[x_1, x_2[$...	$[x_{k-1}, x_k[$
m	m_1	m_2	...	m_k
p^*	P_1^*	P_2^*	...	P_k^*

Число интервалов определяется по формуле Стерджесса

$$k = 1 + 3,332 \lg n,$$

где n — объем выборки, а ширина интервала: $\Delta x = \frac{x_{\max} - x_{\min}}{k}$.

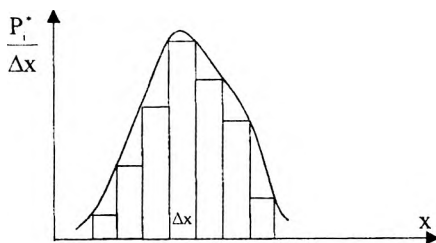


Рис.4

Имея указанную таблицу, на оси Ox откладывают интервал длиной Δx , а по оси Oy откладывают плотность относительной частоты $\frac{P_i^*}{\Delta x}$.

На каждом частотном интервале строят прямоугольник с основанием Δx и высотой $\frac{P_i^*}{\Delta x}$.

(рис.4). Площадь i -го прямоугольника $S_i = \frac{P_i^*}{\Delta x} \cdot \Delta x = P_i^*$.

Полученную таким образом ступенчатую фигуру, состоящую из прямоугольников, называют гистограммой. Площадь всех прямоугольников будет равна единице.

При неограниченном увеличении числа наблюдений n и уменьшении ширины интервалов верхняя ломанная линия будет стремиться к плавной кривой, ограничивающей площадь, равную единице. В пределе плавная кривая будет графиком плотности вероятности, которая и характеризует плотность распределения случайной величины. При большом числе наблюдений на гистограмме появляются основные статистические закономерности:

1. Полученные в наблюдениях значения измеряемой величины симметрично расположены около некоторого среднего значения x .
2. Большие отклонения от среднего x встречаются реже, чем малые.

5. Обработка результатов прямых и косвенных измерений.

а) Погрешности измерений.

Количественная сторона процессов и явлений в любом эксперименте изучается с помощью измерений, которые делятся на прямые и косвенные.

Прямым называется такое измерение, при котором значение, интересующее экспериментатора величины находятся непосредственно из отсчета по прибору.

Косвенное - это измерение, при котором значение величины находится как функция других величин. Например, сопротивление резистора определяют по напряжению и току ($R = \frac{U}{I}$).

Измеренное значение $x_{изм}$ некоторой физической величины x обычно отличается от ее истинного значения $x_{ист}$. Отклонение результата, полученного на опыте, от истинного значения, т.е. разность $x_{изм} - x_{ист} = \Delta x$ - называется абсолютной ошибкой измерения, а $\frac{|x_{изм} - x_{ист}|}{x_{ист}}$

- относительной ошибкой (погрешностью) измерения. Погрешности или ошибки делятся на систематические, случайные и промахи.

Систематическими ошибками называются такие ошибки, величина и знак которых от опыта к опыту сохраняется или изменяется закономерно. Они искажают результат измерений в одну сторону - либо завышая, либо занижая его. Подобные ошибки вызываются постоянно действующими причинами, односторонне влияющие на результат измерений (неисправность или малая точность прибора).

Ошибки, величина и знак которых непредсказуемым образом изменяются от опыта к опыту, называются случайными. Такие ошибки возникают, например, при взвешивании из-за колебаний установки, неодинакового влияния трения, температуры, влажности и т.д. Случайные ошибки возникают и из-за несовершенства или дефекта органов чувств экспериментатора.

Случайные погрешности исключить опытным путем нельзя. Их влияние на результат измерения может быть оценено с помощью математических методов статистики (малые выборки).

Промахами или грубыми погрешностями называются погрешности, существенно превышающие систематические и случайные погрешности. Наблюдения, содержащие промахи отбрасываются как недостоверные.

б) Обработка результатов непосредственных измерений.

Для надежности оценки случайных погрешностей необходимо выполнить достаточно большое количество измерений n . Допустим, что в результате непосредственных измерений получены результаты $x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$. Наиболее вероятное значение определяется как среднее арифметическое, которое при большом числе измерений совпадает с истинным значением: $\bar{x} = x_{ист} = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$.

Затем определяют среднюю квадратичную ошибку отдельного

$$\text{измерения: } S = \sqrt{\frac{(\bar{x} - x_1)^2 + (\bar{x} - x_2)^2 + \dots + (\bar{x} - x_n)^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\bar{x} - x_i)^2}{n-1}}.$$

При этом можно оценить наибольшую среднюю квадратичную ошибку отдельного измерения: $S_{\text{наиб}} = 3S$.

Следующий этап заключается в определении средней квадратичной ошибки среднего арифметического:

$$S_{\bar{x}} = \frac{S}{\sqrt{n}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\bar{x} - x_i)^2}{n(n-1)}}.$$

Ширина доверительного интервала около среднего значения \bar{x} измеряемой величины будет определяться поабсолютной погрешности среднего арифметического: $\Delta \bar{x} = t_{\alpha, n} S_{\bar{x}} = t_{\alpha, n} \frac{S}{\sqrt{n}}$, где $t_{\alpha, n}$ – так

называемый коэффициент Стьюдента для числа наблюдений n и доверительной вероятности α (табличная величина). Обычно доверительная вероятность в условиях учебной лаборатории выбирается 0,95 или 95%. Это значит, что при многократном повторении опыта в одних и тех же условиях, ошибки, в 95 случаях из 100 не превысят значения $\Delta \bar{x}$. Интервальной оценкой измеряемой величины x будет доверительный интервал $[\bar{x} - \Delta \bar{x}; \bar{x} + \Delta \bar{x}]$, в который попадает её истинное значение с заданной вероятностью α . Результат измерения записывается:

$$x = \bar{x} \pm \Delta \bar{x}.$$

Эту запись можно понимать как неравенство: $\bar{x} - \Delta \bar{x} \leq x \leq \bar{x} + \Delta \bar{x}$.

Относительная погрешность: $E = \frac{\Delta \bar{x}}{\bar{x}} \cdot 100\%$; $E \leq 5\%$ в условиях учебной лаборатории.

в) Обработка результатов косвенных измерений.

Если величину y измеряют косвенным методом, т.е. она является функцией n независимых величин x_1, x_2, \dots, x_n : $y = f(x_1, x_2, \dots, x_n)$, а значит $\bar{y} = f(\bar{x}_1, \bar{x}_2, \dots, \bar{x}_n)$. Средняя квадратичная ошибка среднего арифметического определяется по формуле:

$$S_{\bar{y}} = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x_1} S_{\bar{x}_1}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial x_2} S_{\bar{x}_2}\right)^2 + \dots + \left(\frac{\partial f}{\partial x_n} S_{\bar{x}_n}\right)^2},$$

где частные производные вычисляются для средних значений \bar{x}_i ; $S_{\bar{x}_i}$ вычисляется по формуле средней квадратичной ошибки для непосредственного измерения. Доверительная вероятность для всех погрешностей, связанных с аргументами x_i функции y задается одинаковый ($P = 0,95$), такой же она задается и для y . Абсолютная погреш-

ность $\Delta \bar{y}$ среднего значения \bar{y} определяется по формуле: $\Delta \bar{y} = t_{\alpha, n} S_{\bar{y}}$. Тогда $y = \bar{y} \pm \Delta \bar{y}$ или $\bar{y} - \Delta \bar{y} \leq y \leq \bar{y} + \Delta \bar{y}$. Относительная погрешность \bar{y} будет равна $E = \frac{\Delta \bar{y}}{\bar{y}} \cdot 100\% \leq 5\%$.

6. Понятие о корреляционном анализе.

Функциональная зависимость величин достаточно хорошо знакома, и часто эту зависимость можно выразить аналитически:

$$S = \pi r^2; S = f(r); a = F/m; a = f(F, m).$$

Однако существует зависимость между величинами, связанными не только функционально, но и статистически. При научных исследованиях изучаются зависимости, которые не слишком очевидны и не выражаются простыми однозначными формулами. Так, например, зависимость между дозой лекарственного препарата (x) и содержанием его в крови (y), которое определяется не только количеством препарата, но и массой больного, скоростью выведения препарата из организма, наличием в крови других веществ и т.д.

Прослеживается связь между ростом людей и массой их тела, между погодными условиями и количеством простудных заболеваний населения. Такая, более сложная, чем функциональная, вероятностная зависимость является корреляционной зависимостью (или просто корреляция).

Корреляционная зависимость – это частный случай статистической зависимости между величинами, когда изменение одной из величин, например, X влечет к изменению среднего значения (или математического ожидания) другой – Y .

При изучении связи между X и Y каждому значению $X=x$ будет соответствовать несколько значений Y : y_1, y_2, y_3 и т.д. Условным средним \bar{y}_x назовем среднее арифметическое значение y (или математическое ожидание y), соответствующее значению $X=x$. Тогда корреляционную зависимость или корреляцию Y от X можно записать: $\bar{y}_x = f(x)$ (1) или $M(Y)_x = f(x)$, где $f(x)$ – некоторая функция, она называется функцией регрессии y на x .

Уравнение (1) называется уравнением регрессии y на x , а график функции – линией регрессии y на x . Аналогично можно сформулировать корреляционную зависимость X от Y : $\bar{x}_y = \varphi(y)$ (2) или $M(X)_y = \varphi(y)$. Если обе функции (1) и (2) являются линейными, то корреляция называется линейной, в противном случае нелинейной.

Достоверность корреляционной зависимости может быть оценена коэффициентами линейной корреляции. Более подробно этот материал рассматривается в курсе социальной гигиены и организации здравоохранения.

ЛЕКЦИЯ №4

ОСНОВНЫЕ ЗАКОНЫ КИНЕТИКИ И ДИНАМИКИ ВРАЩАТЕЛЬНОГО ДВИЖЕНИЯ. МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА БИОТКАНЕЙ. БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ПРОЦЕССЫ В ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОМ АППАРАТЕ ЧЕЛОВЕКА.

1. Основные законы кинематики вращательного движения.

Вращательные движения тела вокруг неподвижной оси является

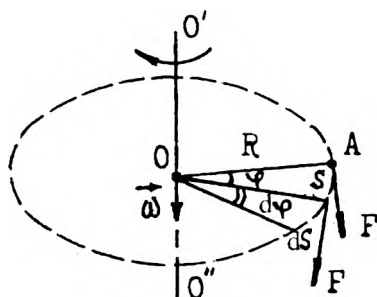


Рис.1

наиболее простым видом движения. Оно характеризуется тем, что любые точки тела описывают окружности, центры которых расположены на одной прямой $O'O''$, которая называется осью вращения (рис.1).

При этом положение тела в любой момент времени определяется углом поворота φ радиуса вектора R любой точки A относительно своего начального положения. Зависимость его от

времени:

$$\varphi = f(t) \quad (1)$$

является уравнением вращательного движения. Быстрота вращения тела характеризуется угловой скоростью ω . Угловая скорость всех точек вращательного тела одинакова. Она является векторной величиной. Этот вектор направлен по оси вращения и связан с направлением вращения правилом правого винта:

$$\omega = \frac{d\varphi}{dt} \quad (2)$$

При равномерном движении точки по окружности

$$\omega = \frac{\Delta\varphi}{\Delta t} = \frac{2\pi}{T}, \quad (3)$$

где $\Delta\varphi=2\pi$ – угол, соответствующий одному полному обороту тела, $\Delta t=T$ – время одного полного оборота, или период вращения. Единица измерения угловой скорости $[\omega]=\text{с}^{-1}$.

При равномерном движении ускорение тела характеризуется угловым ускорением ϵ (вектор его расположен аналогично вектору уг-

ловой скорости и направлен согласно с ним при ускоренном и в обратном направлении – при замедленном движении):

$$\varepsilon = \frac{d\omega}{dt} = \frac{d^2\varphi}{dt^2}. \quad (4)$$

Единица измерения углового ускорения $[\varepsilon] = \text{с}^{-2}$.

Вращательное движение можно характеризовать также линейной скоростью и ускорением его отдельных точек. Длина дуги dS , описываемой любой точкой A (рис.1) при повороте на угол $d\varphi$ определяется по формуле:

$$dS = R d\varphi. \quad (5)$$

Тогда линейная скорость точки ϑ :

$$\vartheta = \frac{dS}{dt} = R \frac{d\varphi}{dt} = R\omega. \quad (6)$$

Линейное ускорение a :

$$a = \frac{d\vartheta}{dt} = R \frac{d\omega}{dt} = R\varepsilon. \quad (7)$$

2. Основные законы динамики вращательного движения.

Вращение тела вокруг оси вызывается силой F , приложенной к любой точке тела, действующей в плоскости перпендикулярной оси вращения и направленной (или имеющей составляющую в этом направлении) перпендикулярно радиусу вектору точки приложения (рис.1).

Моментом силы \vec{M} относительно центра вращения называют векторную величину, численно равную произведению силы \vec{F} на длину перпендикуляра d , опущенного из центра вращения на направление силы, называемого плечом силы. На рис.1 $d=R$, поэтому

$$\vec{M} = \vec{F} \cdot R. \quad (8)$$

Момент \vec{M} вращающей силы является векторной величиной. Вектор \vec{M} приложен к центру окружности O и направлен вдоль оси вращения. Направление вектора \vec{M} согласуется с направлением силы по правилу правого винта. Элементарная работа dA_i , при повороте на малый угол $d\varphi$, когда тело проходит малый путь dS , равна:

$$dA_i = F_i \cdot R \cdot d\varphi = M_i d\varphi. \quad (9)$$

Мерой инертности тела при поступательном движении является масса. При вращении тела мера его инертности характеризуется моментом инерции тела относительно оси вращения.

Моментом инерции I_i материальной точки относительно оси вращения называют величину, равную произведению массы точки на квадрат расстояния её от оси (рис.2):

$$I_i = m_i \cdot r_i^2. \quad (10)$$

Моментом инерции тела относительно оси называют сумму моментов инерции материальных точек, из которых состоит тело:

$$I = \sum_{i=1}^n m_i r_i^2. \quad (11)$$

Или в пределе ($n \rightarrow \infty$):

$$I = \int r^2 dm, \quad (12)$$

где интегрирование производится по всему объёму V . Подобным образом вычисляются моменты инерции однородных тел правильной геометрической формы. Момент инерции выражается в $\text{кг} \cdot \text{м}^2$.

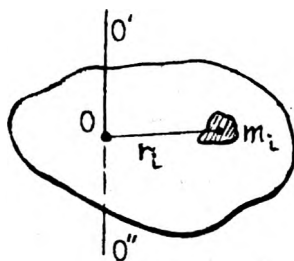


Рис.2

Момент инерции человека относительно вертикальной оси вращения, проходящей через центр масс (центр масс человека находится в сагиттальной плоскости несколько впереди второго крестового позвонка), в зависимости от положения человека имеет следующие значения: $1,2 \text{ кг} \cdot \text{м}^2$ при стойке

«смирно»; $17 \text{ кг} \cdot \text{м}^2$ – в горизонтальном положении.

При вращении тела его кинетическая энергия складывается из кинетических энергий отдельных точек тела:

$$E_k = \sum_{i=1}^n \frac{m_i v_i^2}{2} = \sum_{i=1}^n \frac{m_i \omega^2 r_i^2}{2} = \frac{\omega^2}{2} \sum_{i=1}^n m_i r_i^2 = I \frac{\omega^2}{2}. \quad (14)$$

Продифференцировав (14), получим элементарное изменение кинетической энергии:

$$dE_k = I \omega d\omega. \quad (15)$$

Приравняв элементарную работу (формула 9) внешних сил к элементарному изменению кинетической энергии (формула 15), получим:

$$M d\varphi = I \omega d\omega, \text{ откуда: } M \frac{d\varphi}{dt} = I \omega \frac{d\omega}{dt} \text{ или, учитывая, что } \frac{d\varphi}{dt} = \omega \text{ полу-}$$

$$\text{чим: } M = I \frac{d\omega}{dt} = I \varepsilon. \quad (16)$$

Это уравнение называется основным уравнением динамики вращательного движения. Эта зависимость аналогична II закону Ньютона для поступательного движения.

Моментом импульса L_i материальной точки относительно оси называется величина, равная произведению импульса точки на расстояние её до оси вращения:

$$L_i = p_i r_i = m_i v_i r_i. \quad (17)$$

Момент импульса L тела, вращающегося вокруг неподвижной оси:

$$L = \sum_{i=1}^n L_i = \sum_{i=1}^n m_i \vartheta_i r_i = \sum_{i=1}^n m_i \omega_i r_i = \omega \sum_{i=1}^n m_i r_i^2 = \omega I. \quad (18)$$

Момент импульса есть векторная величина, ориентированная по направлению вектора угловой скорости.

Теперь возвратимся к основному уравнению (16):

$$M = I \frac{d\omega}{dt}, \quad Mdt = Id\omega.$$

Подведём постоянную величину I под знак дифференциала и получим:

$$Mdt = d(I\omega) = dL, \quad (19)$$

где Mdt называют импульсом момента силы. Если на тело не действуют внешние силы ($M=0$), то равно нулю и изменение момента количества движения ($dL=0$). Это означает, что момент импульса остаётся постоянным:

$$L = I\omega = \text{const}. \quad (20)$$

Этот вывод называется законом сохранения момента импульса относительно оси вращения. Его используют, например, при вращательных движениях относительно свободной оси в спорте, в акробатике и т.д. Так, фигурист на льду, изменяя в процессе вращения положение тела и соответственно момент инерции относительно оси вращения, может регулировать свою скорость вращения.

3. Механические свойства тканей.

Механические свойства тканей необходимо учитывать гигиенистам при защите человека от вибраций, в протезировании при замене естественных органов и тканей искусственными, в судебной медицине. В травматологии и ортопедии необходимо знать устойчивость биологических структур по отношению к различным деформациям, в спорте и космонавтике обращают внимание на физические возможности опорно-двигательного аппарата и т.д.

Биологические структуры, такие как мышцы, сухожилия, кровеносные сосуды, легочная ткань и др. представляют собой вязкоупругие или упруговязкие системы. Их свойства проявляются при действии внешней силы и можно продемонстрировать сочетанием упругих и вязких элементов. Упругие и вязкие свойства тел удобно моделировать. Это даёт возможность наглядно представить механические свойства биологических объектов.



Рис.3

Примером модели упругого элемента является идеально упругая пружина (рис.3), в которой процесс деформации происходит

мгновенно и подчиняется закону Гука:

$$\frac{\Delta l}{l_0} = \frac{F}{SE}, \quad (21)$$

где F – внешняя сила; S – площадь поперечного сечения; $\frac{F}{S} = \sigma$ – напряжение; E – модуль упругости, который численно равен приложенному напряжению, при котором длина образца удваивается; $\frac{\Delta l}{l_0} = \varepsilon$ – относительное удлинение; Δl – изменение длины (абсолютное удлинение); l_0 – исходная длина.

Примером чисто вязкого элемента является цилиндр с вязкой жидкостью и неплотным поршнем (рис.4). Силу сопротивления среды в этом случае принимают пропорциональной скорости перемещения:

$$F_{\text{сопр}} = -r\dot{x} = -r \frac{dx}{dt}.$$

Для этого элемента существует зависимость:

$$\frac{\Delta l}{l_0} = \frac{F}{S\eta} t, \quad (22)$$

где t – время действия; η – вязкость вещества.

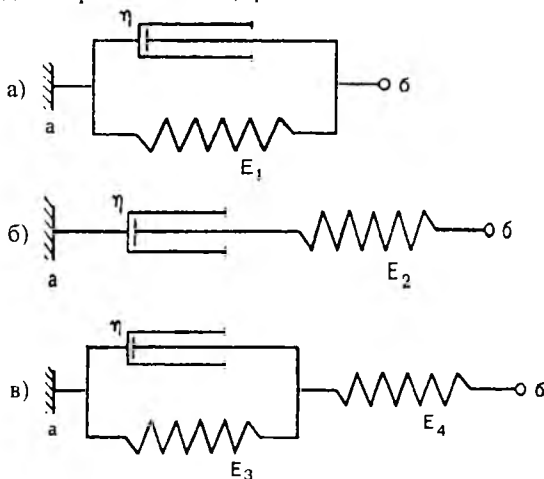


Рис.5

Вязкоупругие свойства различных тканей можно отразить системами механических моделей, состоящих из различных комбинаций двух простых моделей (рис.5). Обращают на себя внимание две особенности поведения таких сложных систем. Во-первых, под действием постоянной длины

изменяется не мгновенно, а во времени. Это явление называется ползучестью. Наиболее простой системой, сочетающей упругие и вязкие

свойства, является модель Максвелла (рис.5б). При воздействии по-

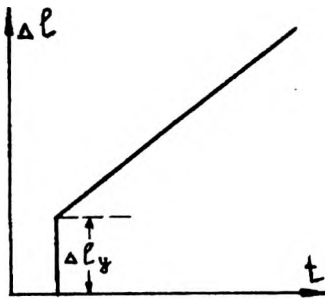


Рис.6

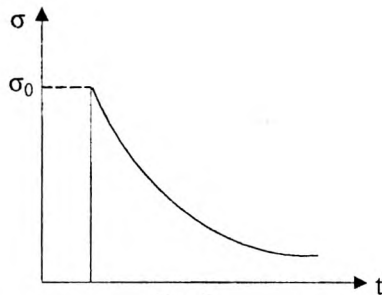


Рис.7

стоянной силой пружина упруго мгновенно удлиняется до значения определяемого законом Гука (до Δl_y), а поршень движется с постоянной скоростью до тех пор, пока действует сила. Так реализуется на модели ползучесть материала (рис.6).

С другой стороны, при ступенчатом удлинении возникающее в первый момент максимальное напряжение σ_0 , затем уменьшается по мере укорочения упругих элементов за счёт удлинения вязких. Это явление называется релаксацией (расслаблением) напряжения (рис.7).

При приложении растягивающей силы к гладким мышцам они ведут себя в основном подобно телу Максвелла. Поэтому гладкие мышцы могут значительно растягиваться без особого напряжения. Это способствует большой растяжимости полых органов, содержащих гладкие мышцы, например, мочевого пузыря.

Скелетная мышца в покое по механическому поведению представляет третью модель (рис.5в). При внезапном растяжении этой мышцы на определённую величину напряжение резко возрастает, а затем уменьшается до определённого равновесного уровня $\sigma_{ост}$. Но в отличие от этой механической модели мышца характеризуется нелинейной зависимостью от длины. И модуль упругости этой мышцы, в отличие от модели, не будет постоянным, а будет различным при различных нагрузках.

Кости в соответствии с их опорной и защитной функциями резко отличаются по механическим свойствам от мышц и других биоматериалов. Минеральное содержание кости обеспечивает быструю деформацию, а полимерная часть определяет ползучесть. При небольших деформациях для костей справедлив закон Гука. Модуль упругости кости может достигать около $E_k = 10^9 \text{ Н/м}^2$, что на несколько порядков выше модуля упругости мышц.

Кости характеризуются очень большой механической прочностью. Её механическое разрушение начинается при $\sigma=10^7-10^8 \text{ Н/м}^2$ (для тканей стенок крупных артерий разрушение начинается при $\sigma=10^6 \text{ Н/м}^2$).

Стенки кровеносных сосудов построены из вязкоэластичного материала (за исключением капилляров). Поэтому крупные сосуды способны к значительным обратимым изменениям размера при действии на их стенку внешней силы.

Упругие свойства и прочность тканей, за исключением косной, в основном определяются эластиновыми и коллагеновыми волокнами и их комплексами. На долю этих волокон, например, в стенках крупных сосудов, приходится около 50% сухой массы. Обладая высоким модулем упругости (эластиновые нити $E_{эл}=10^6 \text{ Н/м}^2$, коллагеновые нити $E_{кл}=10^7 \text{ Н/м}^2$) и прочностью, эти волокна предотвращают разрыв сухожилий, стенок кровеносных сосудов и др. тканей.

Прочность костей обусловлена наличием «стекловолоконистых» структур, построенных из коллагена и кристаллов гидроксипапатита.

4. Биомеханические процессы в опорно-двигательном аппарате человека.

Опорно-двигательный аппарат человека состоит из сочленённых между собой костей скелета, к которым в определённых точках прикрепляются мышцы. Кости соединяются между собой в суставах.

Основной механической характеристикой сустава является число степеней свободы в нём, равное числу осей, вокруг которых возможно вращение сочленённых костей. Напомним, что числом степеней свободы любой механической системы называют число независимых координат, необходимых для описания всех возможных движений системы.

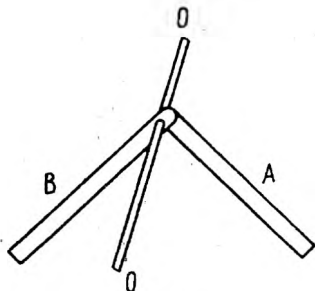


Рис.8

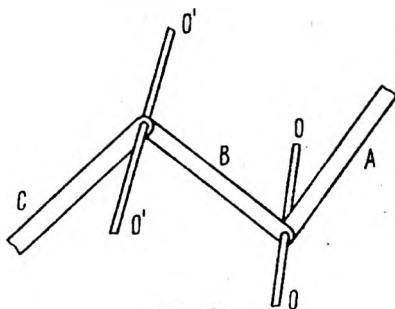


Рис.9

Рассмотрим систему из 2-х звеньев А и В, соединённых осью (рис.8). Это одноосное двухзвеньеое соединение. При неподвижном звене А звено В имеет одну степень свободы. Примером такого соединения в организме человека являются плечелоктевое, надпяточное и фаланговые соединения. Они допускают только возможность сгибания и разгибания с одной степенью свободы. Пример трёх звеньевого соединения элементов А, В и С с осями 00 и $0'0'$ дан на рис.9. При одном направлении осей система называется одноосной. Двухосное соединение допускает вращение звеньев по двум взаимно перпендикулярным осям. При неподвижном звене А звено В обладает одной степенью свободы, в том числе и ось $0'0'$. Звено С, вращаясь вокруг оси $0'0'$, имеет ещё одну степень свободы, т.е. две. Примером такого соединения является лучезапястный сустав, в котором осуществляется сгибание и разгибание, а также приведение и отведение кисти.

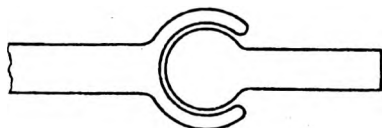
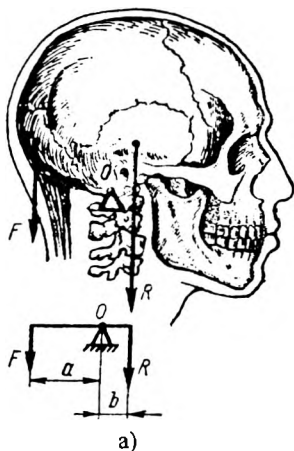


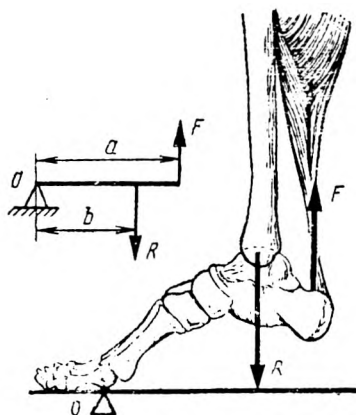
Рис.10

Три степени свободы имеет соединение, называемое «шаровой шарнир» (рис.10). Такое соединение осуществлено в тазобедренном суставе, в лопаточно-плечевом суставе. Шесть степеней свободы имеет череп, благодаря некоторой подвижности межпозвонковых суставов.

Опорно-двигательная система человека представляет с точки зрения физики совокупность рычагов, удерживаемых человеком в



а)



б)

Рис.11

равновесии. В анатомии различают рычаги силы, в которых происхо-

дит выигрыш в силе и проигрыш в перемещении (рис.11а,б). Условие равновесия этих рычагов: $F \cdot a = Rb$, где F – действующая сила; R – сила преодолеваемого сопротивления; a и b – плечи сил. $a > b$ тогда $F < R$. Примером является череп (рис.11а), ось вращения O которого проходит через сочленение черепа с первым позвонком, сила R – сила тяжести головы приложена несколько позади турецкого седла, действующая сила F – сила тяги мышц и связок, прикреплённых к затылочной кости.

Вторым примером (рис.11б) является действие свода стопы при подъёме на полупальцы. Преодолеваемая сила R – сила тяжести тела, приложенная к таранной кости, действующая мышечная сила F , осуществляющая подъём тела, передаётся через ахиллово сухожилие и приложена к выступу пяточной кости. Ось вращения проходит через головки плюсневых костей.

Второй вид рычага – рычаги скорости, в которых происходит выигрыш в скорости перемещения, но проигрыш в силе (рис.12). Условие равновесия этого рычага: $F \cdot a = Rb$, так как $b > a$, то $F > R$. Примеры: кости предплечья, нижняя челюсть. В последнем примере действующая сила F осуществляется жевательной мышцей, противодействующая сила R – сопротивление раздавливаемой пищи

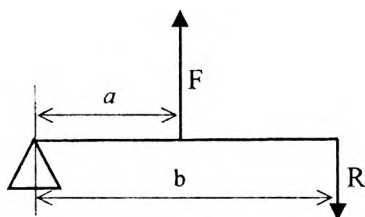


Рис.12

(действует на зубы). Плечо действующей силы F значительно короче, чем плечо сил противодействия, поэтому жевательная мышца короткая и сильная. Когда надо разгрызть что-нибудь твёрдое, человек действует коренными зубами, при этом уменьшается плечо силы сопротивления.

Если рассматривать скелет как совокупность отдельных звеньев, соединённых в один механизм, то окажется, что все эти звенья при нормальной стойке образуют систему, находящуюся в крайне неустойчивом равновесии. И если вся система находится в равновесии, то только благодаря постоянному напряжению поддерживающих систему мышц.

Активную часть опорно-двигательного аппарата составляют мышцы. Под действием нервных импульсов они сокращают свою длину, развивая при этом определённые усилия. Такое сокращение мышц называется изотоническим. Имеется и другой вид сокращения, при котором мышца развивает усилие, не изменяя свою длину. Оно называется изометрическим. Такое сокращение даёт возможность удерживать предметы и орудия труда.

При сокращении мышцы будут выполняться механическая работа $P \cdot x$ (x – величина укорочения мышцы; P – вес нагрузки) и выделяется теплота q_x (теплопродукция), которая равна работе A , затрачиваемой на укорочение самой мышцы. Общая работа сокращения $W = (P \cdot x + A)$, а общая мощность $\frac{dW}{dt}$.

Возможными характеристиками мышечного сокращения является скорость сокращения - $\dot{x} = \frac{dx}{dt}$ (dx – величина укорочения мышцы за время dt).

Ещё в 1938 г. Хилл показал, что в случае работы мышц между P , \dot{x} и q_x имеется определённое соотношение.

В первой серии опытов он определял выделяемое мышцей тепло в ходе её сокращения в изотоническом режиме, когда P постоянная величина. Измерения q_x проводилось при различных P и x .

Оказалось, что q_x не зависит от нагрузки P , но зато всегда прямо пропорционально величине укорочения x : $q_x = ax$, где a – постоянный для данной мышцы коэффициент, имеющий размерность силы (т.к. q_x – энергия, а x – путь). Во второй серии опытов Хилл исследовал зависимость между P и \dot{x} , где \dot{x} – скорость изотонического сокращения

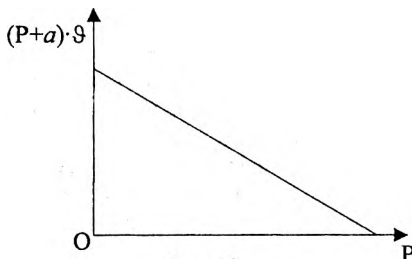


Рис.13

мышц. Он построил зависимость общей мощности мышцы от приложенной нагрузки (бралась портняжная мышца лягушки). Эта зависимость оказалась линейной (рис.13) и описывалась уравнением: $(P + a)\dot{x} = b(P_0 + P)$, где b равно тангенсу угла наклона полученной прямой, а $P_0 = P$

при $\dot{x} = 0$. Выражение для общей мощности $\frac{dW}{dt} = (P + a) \cdot \dot{x}$. При этом

величина находилась из опытов по определению теплопродукции мышцы. Физический смысл величины P_0 заключается в том, что при данной нагрузке укорочение мышцы не происходит, иными словами P_0 – это сила, развиваемая мышцей в изометрическом режиме сокращения.

При изометрическом сокращении мышца находится в сокращённом состоянии и потребляет энергию, которая переходит в теплоту, выделяющуюся в самой мышце. Теория Хилла позволила раскрыть в некоторой мере механизм работы мышцы как идеального механизма

созданного природой. Здесь обнаруживается единство как механической, так и тепловой энергий.

Исследование работоспособности мышц, измерения механической работы, совершаемой человеком в различных условиях, а также влияние этой работы на организм называется эргометрией, а соответствующие приборы – эргометрами.

Когда нет перемещения, работа равна нулю. Однако, каждому знакома усталость мышцы руки или плеча, если держать неподвижно на вытянутой руке гирию или другой предмет. Груз здесь неподвижен и работы нет, но усталость свидетельствует о том, что мышцы совершают работу. Такую работу называют статической работой мышц. На самом деле и здесь происходят незаметные для глаза и очень частые мелкие сокращения и расслабления, и при этом совершается работа против сил тяжести. Таким образом, статическая работа мышц человека на самом деле является обычной динамической работой.

Наиболее распространённым в настоящее время техническим

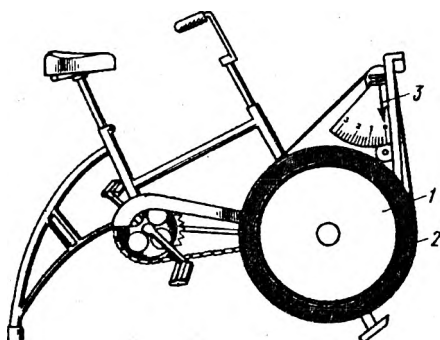


Рис.14

устройством, измеряющим работоспособность человека и нагрузку на сердце, является эргометр (рис.14), представляющий тормозной велосипед (VELOЭРГОМЕТР). Здесь работа, совершаемая человеком, определяется по силе трения прижимного башмака 2, измеряемой динамометром 3. Динамометр может быть механическим или магнитным устройством.

Работу за один оборот колеса 1 велоэргометра можно найти по формуле $A = F_{\text{тр}} \cdot l = F_{\text{тр}} \cdot 2\pi R$. Полная работа за n оборотов, которые записывает счётчик, будет:

$$A_{\text{полн}} = n F_{\text{тр}} 2\pi R.$$

Отсюда мощность, развиваемая человеком и создающая нагрузку на его сердце, будет:

$$N = \frac{n F 2\pi R}{t}.$$

ЛЕКЦИЯ №5

МЕХАНИЧЕСКИЕ КОЛЕБАНИЯ

1. Понятие о колебательном движении.

Гармонические колебания.

Колебаниями называются процессы, отличающиеся той или иной степенью повторяемости. Колебательное движение и вызываемые им волны очень часто встречаются в природе и технике. Колеблются мосты под действием проходящих по ним поездов, совершает колебания барабанная перепонка уха, вибрируют части зданий, ритмично сокращается сердечная мышца.

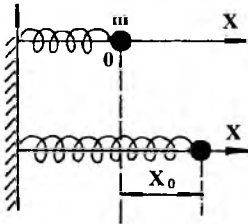


Рис.1

В зависимости от физической природы повторяющегося процесса различают колебания: механические, электромагнитные и др.. Мы рассмотрим механические колебания.

Рассмотрим простейшую механическую систему, состоящую из тела (шар) некоторой массы m , напущенного на стержень, и пружины с жесткостью k , соединяющей его с неподвижной стеной.

Направим ось OX вдоль стержня, а начало координат совместим с центром шара, при условии, что пружина находится в недеформированном состоянии. Сместим шар на расстояние X_0 от положения равновесия (см. рис.1). Тогда со стороны пружины на тело будет действовать упругая сила $F = -kX_0$ (1). Эта сила, как видно из уравнения (1), пропорциональна смещению и направлена в сторону противоположную смещению. Её называют возвращающей силой. Кроме того, система будет обладать запасом потенциальной энергии

$E_{\text{п}} = \frac{kX_0^2}{2}$. Если отпустить груз, то под действием упругой силы он

станет двигаться к положению равновесия, при этом его потенциаль-

ная энергия будет уменьшаться, переходя в кинетическую $E_{\text{к}} = \frac{m\dot{x}^2}{2}$,

возвращающая сила будет убывать и в положении равновесия станет равной нулю, но тело в положении равновесия не остановится, а по инерции будет продолжать движение. Его кинетическая энергия будет переходить в потенциальную, возвращающая сила станет расти, но её направление изменится на противоположное. В системе возникнут колебания. При колебательном движении положение тела в каждый

данный момент времени характеризуется расстоянием от положения равновесия, которое называется смещением. Среди различных видов колебаний наиболее простой формой является гармоническое колебание, т.е. такое, при котором колеблющаяся величина изменяется в зависимости от времени по закону синуса или косинуса.

2. Незатухающие гармонические колебания.

Пусть на тело массой m действует сила, стремящаяся вернуть его в положение равновесия (возвращающая сила) и пропорциональная смещению от положения равновесия, т.е. сила упругости $F_{упр} = -kX$. Если трение отсутствует, тогда уравнение второго закона Ньютона для тела имеет вид:

$$F_{упр} = ma \quad ; \quad m \frac{d^2x}{dt^2} = -kx \quad \text{или} \quad \frac{d^2x}{dt^2} + \frac{k}{m}x = 0.$$

Обозначим $\sqrt{\frac{k}{m}} = \omega_0$, получим $\frac{d^2x}{dt^2} + \omega_0^2 x = 0.$ (1)

Уравнение (1) является однородным дифференциальным уравнением 2-го порядка, с постоянными коэффициентами. Решение уравнения (1) будет законом свободных или собственных незатухающих колебаний:

$$x = A \cos(\omega_0 t + \varphi_0),$$

где A – величина наибольшего отклонения от положения равновесия, которая называется амплитудой (амплитуда – постоянная, положительная величина); $(\omega_0 t + \varphi_0)$ – фаза колебаний; φ_0 – начальная фаза.

Графически незатухающие колебания представлены на рис.2:

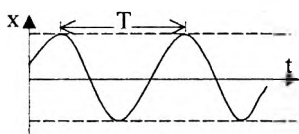


Рис.2

T – период колебания (промежуток времени одного полного колебания);

$T = \frac{2\pi}{\omega_0}$, где ω_0 – круговая или циклическая частота, $\omega_0 = 2\pi\nu$, ν называется частотой колебания.

Чтобы найти скорость материальной точки при гармоническом колебании, нужно взять производную от выражения для смещения:

$$v = \frac{dx}{dt} = -A\omega_0 \sin(\omega_0 t + \varphi_0) = v_0 \cos(\omega_0 t + \varphi_0 + \pi/2),$$

где $v_0 = A\omega_0$ – максимальная скорость (амплитуда скорости). Продифференцировав это выражение, найдём ускорение:

$$a = \frac{dv}{dt} = -A\omega_0^2 \sin(\omega_0 t + \varphi_0) = -a_0 \sin(\omega_0 t + \varphi_0) = a_0 \cos(\omega_0 t + \varphi_0 + \pi),$$

где $a_0 = A\omega_0^2$ – максимальное ускорение.

3. Затухающие гармонические колебания.

В реальных условиях, кроме возвращающей силы в колеблющейся системе будет действовать сила трения (сила сопротивления среды), которая при небольших скоростях пропорциональна скорости движения тела: $F_{\text{тр}} = -r\dot{x} = -r \frac{dx}{dt}$, где r – коэффициент сопротивления.

Если ограничиться учётом возвращающей силы и силы трения, то уравнение движения примет вид: $m\ddot{x} = -kx - r\dot{x}$ или

$$m \frac{d^2x}{dt^2} + r \frac{dx}{dt} + kx = 0, \text{ разделив на } m, \text{ получим: } \frac{d^2x}{dt^2} + \frac{r}{m} \frac{dx}{dt} + \frac{k}{m}x = 0,$$

обозначив $\frac{r}{m} = 2\beta$, $\sqrt{\frac{k}{m}} = \omega_0$, получим: $\frac{d^2x}{dt^2} + 2\beta \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x = 0$. Это уравнение носит название однородного дифференциального уравнения второго порядка с постоянными коэффициентами. Решение этого уравнения будет законом свободных затухающих колебаний, и будет иметь следующий вид:

$$x = A_0 e^{-\beta t} \cos(\omega t + \phi_0).$$

Из уравнения видно, что амплитуда $A = A_0 e^{-\beta t}$ не является постоянной, а зависит от времени и убывает по экспоненциальному закону. Как и для незатухающих колебаний, величина ω – называется круговой частотой: $\omega = \sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}$, где $\beta = \frac{r}{2m}$ – коэффициент затухания;

ϕ_0 – начальная фаза.

Графически затухающие колебания представлены на рис.3.

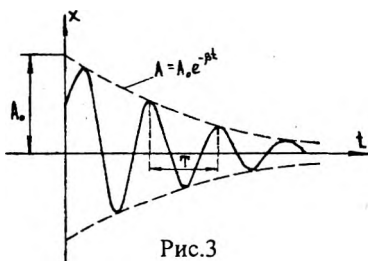


Рис.3

Определим период колебаний

$$T = \frac{2\pi}{\omega} \text{ или } T = \frac{2\pi}{\sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}} \text{ откуда}$$

видно, что колебания в системе могут возникать только при условии если сопротивление незначительно $\beta \ll \omega_0$. Период колебаний практически равен

$$T = \frac{2\pi}{\omega_0}.$$

С ростом коэффициента затухания, период колебаний увеличивается и при $\omega_0^2 - \beta^2 = 0$ обращается в бесконечность. Движение перестает быть периодическим. Выведенная из положения равновесия система возвращается в состояние равновесия, не совершая колебаний. Такое движение называется аperiodическим.

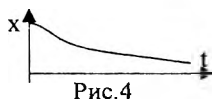


Рис.4

На рис.4 показан один из случаев возвращения системы в положение равновесия при апериодическом движении. В соответствии с указанной кривой спадает заряд на мембранах нервных волокон человека.

Для характеристики скорости затухания колебаний вводится понятие коэффициента затухания $\beta = \frac{r}{2m}$. Найдём время τ , за которое амплитуда колебаний уменьшится в e раз:

$$\frac{A_{(t+\tau)}}{A_t} = \frac{A_0 e^{-\beta(t+\tau)}}{A_0 e^{-\beta t}} = \frac{1}{e}, \quad \text{т.е.} \quad e^{-\beta\tau} = e^{-1}$$

откуда $\beta\tau=1$, следовательно $\beta = \frac{1}{\tau}$. Коэффициент затухания обратен по величине тому промежутку времени, за который амплитуда уменьшится в e раз. Отношение значений амплитуд, соответствующих моментам времени, отличающихся на период, равное

$$\delta = \frac{A_t}{A_{t+T}} = \frac{A_0 e^{-\beta t}}{A_0 e^{-\beta(t+T)}} = e^{\beta T} \quad \text{называют декрементом затухания, а его логарифм — логарифмическим декрементом затухания:$$

$$\lambda = \ln \frac{A_t}{A_{t+T}} = \ln e^{\beta T} = \beta T.$$

4. Энергия колебательного движения.

В общем виде кинетическая энергия выражается формулой: $E_K = \frac{m\dot{x}^2}{2}$. Для колебательного движения её можно вычислить, используя формулу:

$$\dot{x} = \frac{dx}{dt} = -A\omega_0 \sin(\omega_0 t + \varphi_0),$$

$$E_K = \frac{1}{2} m A^2 \omega_0^2 \sin^2(\omega_0 t + \varphi_0) = \frac{1}{2} k A^2 \sin^2(\omega_0 t + \varphi_0).$$

Потенциальную энергию колебательного движения найдём, исходя из общей формулы для потенциальной энергии при упругой деформации $E_{\Pi} = \frac{kx^2}{2}$. Тогда $E_{\Pi} = \frac{1}{2} k A^2 \cos^2(\omega_0 t + \varphi_0)$.

Складывая кинетическую и потенциальную энергии, получим полную механическую энергию колеблющейся материальной точки:

$$E = E_K + E_{\Pi} = \frac{1}{2} k A^2 \sin^2(\omega_0 t + \varphi_0) + \frac{1}{2} k A^2 \cos^2(\omega_0 t + \varphi_0) =$$

$$= \frac{1}{2} k A^2 [\sin^2(\omega_0 t + \varphi_0) + \cos^2(\omega_0 t + \varphi_0)] = \frac{1}{2} m \omega_0^2 A^2,$$

т.е. в отсутствии сил трения полная механическая энергия системы не изменяется (величины m , ω_0 , A – являются постоянными).

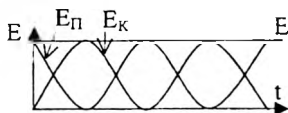


Рис.5

Графическая зависимость кинетической, потенциальной и полной энергии колеблющейся системы от времени показана на рис.5.

5. Вынужденные колебания.

Свободное колебательное движение механической системы всегда является затухающим в силу наличия трения. Для того, чтобы система совершала незатухающие колебания, необходимо восполнить извне потери энергии на трение. Для этого необходимо воздействовать на систему внешней периодически изменяющейся силой: $F = F_0 \cos \omega_B t$. Внешняя сила, обеспечивающая незатухающие колебания, называется вынуждающей силой, а вынужденными колебаниями называются такие колебания, которые возникают в системе при участии внешней силы, изменяющейся по периодическому закону. Дифференциальное уравнение колебания будет иметь следующий вид:

$$m \frac{d^2 x}{dt^2} = -kx - r\dot{x} + F_0 \cos \omega_B t, \quad \text{или} \quad \frac{d^2 x}{dt^2} + 2\beta \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x = f_0 \cos \omega_B t,$$

где $f_0 = \frac{F_0}{m}$; x – смещение материальной точки в установившихся вынужденных колебаниях: $x = A \cos(\omega_B t + \varphi_0)$, где

$$A = \frac{f_0}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega_B^2)^2 + 4\beta^2 \omega_B^2}}.$$

Из формулы смещения видно:

- 1) установившиеся вынужденные колебания, происходящие под воздействием гармонически изменяющейся вынуждающей силы, также являются гармоническими;
- 2) частота вынужденного колебания совпадает с частотой вынуждающей силы;
- 3) вынужденные колебания сдвинуты по фазе относительно вынуждающей силы.

Из выражения для амплитуды следует, что она прямопропорциональна амплитуде вынуждающей силы и имеет сложную зависимость от β , ω_0 , ω_B . Если ω_0 и β вполне определённые величины, то амплитуда вынужденных колебаний имеет максимальное значение при некото-

рой определённой частоте вынуждающей силы. Явление резкого увеличения амплитуды вынужденных колебаний при приближении частоты вынуждающей силы к собственной частоте колеблющегося тела называется резонансом. Происходящие при этом колебания – резонансными, а их частота $\omega_{\text{рез}}$ – резонансной частотой колебаний.

Резонансную круговую частоту можно найти, если найти максимум знаменателя в выражении для амплитуды: $\omega_{\text{рез}} = \sqrt{\omega_0^2 - 2\beta^2}$. Тогда, подставив это выражение в формулу для амплитуды вместо ω , получим:

$$A_{\text{рез}} = \frac{f_0}{2\beta\sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}}.$$

Графически зависимость амплитуды A вынужденных колебаний от частоты вынуждающей силы при разных значениях коэффициента затухания показана на рис.6 ($\beta_1 > \beta_2 > \beta_3$). Степень нарастания амплитуды, или острота кривой резонанса, зависит от коэффициента β , чем он меньше тем острее резонанс. При $\beta=0$, $\omega_{\text{рез}} = \omega_0$, т.е. резонанс в системе без затухания наступает, когда частота вынуждающей силы совпадает с частотой собственных колебаний.

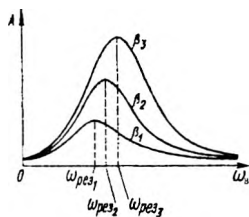


Рис.6

Резонанс в одних случаях бывает полезным, т.к. при этом действием незначительной возбуждающей силы можно вызвать колебания с относительно большой амплитудой. Вредное действие резонанса связано с разрушениями, которые он может вызвать.

Отдельные органы человека имеют также собственную частоту. Если бы коэффициент затухания внутренних органов был невелик, то резонансные явления, возникшие в этих органах под воздействием внешней вибрации или звуковых колебаний, могли бы привести к нежелательным явлениям, обусловленным повреждением этих органов. Однако, такие явления при умеренных внешних воздействиях практически не наблюдаются, т.к. β биологических систем большой по величине. И тем не менее резонансные явления при действии внешних механических колебаний имеют место в биологических системах. В этом, очевидно, заключается одна из причин отрицательного воздействия инфразвуковых колебаний и вибрации на организм человека. Например, резонансные колебания головы человека при частотах 8-27 Гц могут стать причиной уменьшения остроты зрения.

6. Сложение гармонических колебаний одинакового направления.

Возможны случаи, когда тело участвует одновременно в нескольких колебаниях. Например, различные звуковые волны, одновременно воспринимаемые нашим ухом, заставляют барабанную перепонку принимать участие сразу в нескольких гармонических колебаниях (слышать голоса многих людей).

Рассмотрим сложение двух гармонических колебаний одинакового направления и одинаковой частоты. Смещение X колеблющегося тела будет являться суммой смещений X_1 и X_2 , которые запишутся следующим образом:

$$X_1 = A_1 \cos(\omega_0 t + \varphi_1), \quad X_2 = A_2 \cos(\omega_0 t + \varphi_2).$$

Смещение результирующего колебания можно получить, сложив эти выражения и произведя соответствующие тригонометрические преобразования. Но мы воспользуемся методом векторных диаграмм, который отличается большей простотой и наглядностью.

Суть метода состоит в том, что:

- 1) синусоидальная (косинусоидальная) величина изображается вращающимся вектором, длина которого в выбранном масштабе выражает амплитуду синусоиды;
- 2) угол, образованный вектором с положительным направлением оси абсцисс в начальный момент времени равен начальной фазе;
- 3) скорость вращения вектора равна угловой частоте;
- 4) мгновенные значения синусоидальной (косинусоидальной) величины выражаются проекциями вращающегося вектора на оси координат (рис.7).

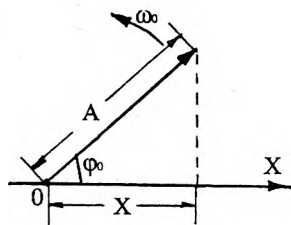


Рис.7

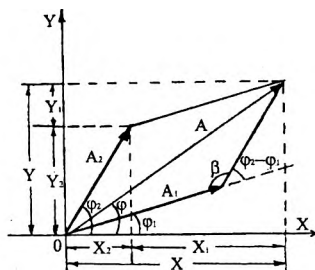


Рис.8

Представим оба колебания с помощью векторов A_1 и A_2 . Построим по правилам сложения векторов результирующий вектор A . Легко видеть, что проекция этого вектора на ось X равна сумме проекций слагаемых векторов $X = X_1 + X_2$, следовательно, вектор A представляет собой результирующее колебание (см. рис.8). Этот вектор вращается с той же угловой скоростью ω_0 как и вектор A_1 и A_2 , так что результи-

рующее движение будет гармоническим колебанием с частотой ω_0 , амплитудой A и начальной фазой φ . Из построения видно, что $\angle\beta = [\pi - (\varphi_2 - \varphi_1)]$, тогда

$$A^2 = A_1^2 + A_2^2 - 2A_1A_2 \cos[\pi - (\varphi_2 - \varphi_1)] = A_1^2 + A_2^2 + 2A_1A_2 \cos(\varphi_2 - \varphi_1)$$

$$\operatorname{tg}\varphi = \frac{A_1 \sin \varphi_1 + A_2 \sin \varphi_2}{A_1 \cos \varphi_1 + A_2 \cos \varphi_2}.$$

Анализируя первое выражение, приходим к выводам:

- а) если разность фаз обоих колебаний $\varphi_2 - \varphi_1$ равна нулю, амплитуда результирующего колебания равна сумме амплитуд $A_1 + A_2$;
- б) если разность фаз $\varphi_2 - \varphi_1 = \pm\pi$, т.е. оба колебания находятся в противофазе, то амплитуда результирующего колебания равна $(A_1 - A_2)$.

Если частота колебаний X_1 и X_2 неодинаковы, то A_1 и A_2 будут вращаться с различными скоростями. В этом случае результирующий вектор A пульсирует по величине и вращается с непостоянной скоростью. Следовательно, результирующее движение будет не гармоническим колебанием, а представлять некоторый сложный колебательный процесс.

7. Сложное колебание и его гармонический спектр.

Колебательное движение, при котором смещение изменяется во времени по любому закону, кроме гармонического, называется сложным колебанием. Любое сложное колебание может быть представлено как сумма простых колебаний, что значительно упрощает его анализ. Разложение сложного колебания часто диктуется необходимостью практики. Этот вопрос в общем виде был решён математиком Фурье, который показал, что периодическая функция любой сложности может быть представлена в виде суммы простых гармонических колебаний, частоты которых кратны частоте сложной периодической функции.

Совокупность простых колебаний, на которые можно разложить данное сложное колебание, называют гармоническим спектром. Такое разложение негармонической функции на гармонические колебания называется гармоническим частотным анализом. Разложение сложного колебания на составляющие его простые гармонические колебания выполняется чаще всего на основе его графика, причём для анализа применяются специальные приборы, называемые гармоническими анализаторами. Подобные приборы применяются при специальных исследованиях колебательных процессов в медицине, например, записанных на ленте колебаний биопотенциалов мозга. Такое разложение биопотенциалов мозга может быть использовано с диагностической целью.

В спектре сложного колебания указываются частоты и амплитуды всех составляющих его простых колебаний. Обычно спектр изображается в виде графика: (рис.9б), на горизонтальной оси которого

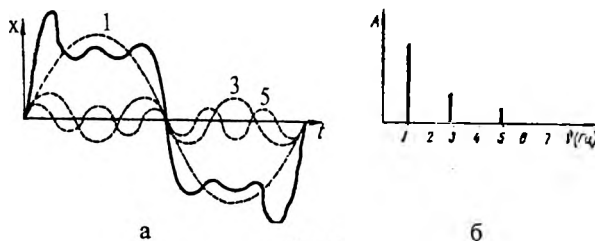


Рис.9

откладываются частоты, причём у каждой частоты (гармоники) простого колебания строится ордината, соответствующая амплитуде этого колебания. На рисунке 9а приведён график сложного колебания и 3 его гармоники с частотами 1 Гц, 3 Гц и 5 Гц. Гармонический спектр сложного колебания в данном случае называют линейчатым. Гармонический анализ позволяет достаточно детально проанализировать и описать любой сложный колебательный процесс. Он находит применение в акустике, радиотехнике и других областях науки и техники.

ЛЕКЦИЯ №6

МЕХАНИЧЕСКИЕ ВОЛНЫ. АКУСТИКА.

1. Механические волны. Уравнение волны. Волновое уравнение.

Если какое-либо тело совершает колебания в упругой среде, то оно взаимодействует с частицами среды и заставляет их совершать вынужденные колебания. Постепенно всё более удалённые частицы вовлекаются в колебательное движение.

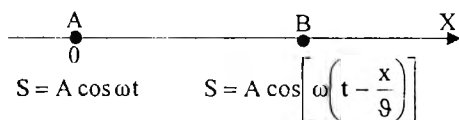
Процесс распространения колебаний, или особых возмущений состояния вещества или поля в пространстве с течением времени называют волнами. Волна называется поперечной, если частицы среды колеблются в направлениях, перпендикулярных к направлению распространения волны, и продольной, если колебания частиц среды происходят в направлении распространения волны.

Упругие волны возникают благодаря связи, существующей между частицами среды: перемещение одной частицы от положения равновесия приводит к перемещению соседних частиц. Этот процесс распространяется в пространстве с определённой скоростью.

Уравнение волны выражает зависимость смещения колеблющейся точки, участвующей в волновом процессе, от координаты её равно-

весного положения и времени. Для волны, распространяющейся вдоль оси OX в общем виде эта зависимость имеет вид: $S = f(x, t)$.

Выведем уравнение плоской волны. Если источник волн находится в точке с координатой $X = 0$ (точка A), рис.1, то уравнение колебаний определяется формулой: $S = A \cos \omega t$.



$$S = A \cos \omega t \quad S = A \cos \left[\omega \left(t - \frac{x}{\upsilon} \right) \right]$$

Рис.1

До точки B с некоторой координатой X возмущение дойдёт за время τ , поэтому колебание этой точки запаздывают:

$$S = A \cos[\omega(t - \tau)] \text{ или}$$

$$S = A \cos \left[\omega \left(t - \frac{x}{\upsilon} \right) \right], \text{ где } \upsilon - \text{ скорость распространения волны. При}$$

этом предполагается, что в процессе распространения волны не происходит её затухание. Время запаздывания может быть выражено:

$$\tau = \frac{x}{\upsilon} = \frac{x}{\lambda \nu} = \frac{xT}{\lambda}, \text{ где } \lambda - \text{ длина волны, тогда:}$$

$$S = A \cos \left[\omega \left(t - \frac{x}{\upsilon} \right) \right] = A \cos \left(\omega t - \omega \frac{x}{\upsilon} \right);$$

или:
$$S = A \cos 2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\upsilon T} \right) = A \cos 2\pi \left(\nu t - \frac{x}{\lambda} \right), \quad \lambda = \upsilon T.$$

Полученное соотношение и есть уравнение плоской волны, распространяющейся вдоль оси X.

Уравнение любой волны есть решение некоторого дифференциального уравнения, называемого волновым. Чтобы установить вид волнового уравнения, возьмём вторые частные производные по координате и времени от уравнения плоской волны $S = A \cos \left(\omega t - \omega \frac{x}{\upsilon} \right)$:

$$\frac{\partial S}{\partial t} = -A \sin \left(\omega t - \omega \frac{x}{\upsilon} \right) \cdot \omega; \quad \frac{\partial^2 S}{\partial t^2} = -A \omega^2 \cos \left(\omega t - \omega \frac{x}{\upsilon} \right); \quad (1)$$

$$\frac{\partial S}{\partial x} = +A \sin \left(\omega t - \omega \frac{x}{\upsilon} \right) \cdot \frac{\omega}{\upsilon}; \quad \frac{\partial^2 S}{\partial x^2} = -A \frac{\omega^2}{\upsilon^2} \cos \left(\omega t - \omega \frac{x}{\upsilon} \right). \quad (2)$$

Сопоставляя вторые производные, находим, что при умножении обеих частей уравнения (1) на $\frac{1}{\upsilon^2}$ правые части уравнения (1) и (2) будут

равны, а, значит, равны и левые:

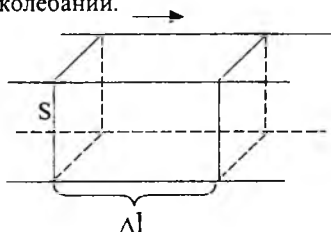
$$\frac{\partial^2 S}{\partial x^2} = \frac{1}{\upsilon^2} \cdot \frac{\partial^2 S}{\partial t^2}. \quad (3)$$

Уравнение (3) и есть искомое волновое уравнение, т.к. оно получено из уравнения плоской волны, распространяющейся вдоль оси X и представляет частный случай более общего уравнения:

$$\frac{\partial^2 S}{\partial Z^2} + \frac{\partial^2 S}{\partial Y^2} + \frac{\partial^2 S}{\partial X^2} = \frac{1}{g^2} \frac{\partial^2 S}{\partial t^2}.$$

2. Энергия волны. Вектор Умова.

Волновой процесс в среде связан с распространением энергии колебаний.



Чтобы подсчитать энергию, переносимую волной, выделим мысленно некоторую площадку S, расположенную перпендикулярно направлению распространения волны. Пусть в начальный момент времени ($t=0$), фронт плоской волны совпадает с этой площадкой. За время $t > T$ (где T – период)

фронт волны переместится на расстояние Δl , тогда в колебательный процесс будет вовлечена масса вещества Δm . Полная энергия массы Δm , участвующей в колебательном движении, определяется по формуле: $E = \frac{\Delta m \omega_0^2 A^2}{2}$. Энергия, переносимая волной в среде за единицу времени через единичную площадку, называется интенсивностью волны. Обозначим её буквой I тогда:

$I = \frac{E}{St} = \frac{\Delta m \omega_0^2 A^2}{2St} = \frac{\Delta l S \rho \omega_0^2 A^2}{2St} = \frac{1}{2} \rho \omega_0^2 A^2 g$, где g – скорость распространения волны.

$$I = \frac{E}{St} = \frac{\Delta m \omega_0^2 A^2}{2St} = \frac{\Delta l S \rho \omega_0^2 A^2}{2St} = \frac{1}{2} \rho \omega_0^2 A^2 g,$$

где g – скорость распространения волны.

Итак: $I = \frac{1}{2} \rho \omega_0^2 A^2 g = w g$, где $w = \frac{1}{2} \rho \omega_0^2 A^2$ – объёмная плотность энергии. Интенсивность волны измеряется в Вт/м².

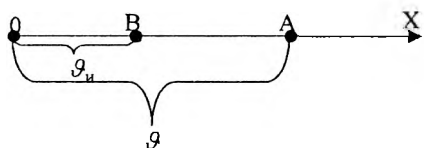
Вектор \vec{I} , показывающий направление распространения волн и равный потоку энергии волн, проходящему через единичную площадку, перпендикулярную этому направлению, называют вектором Умова: $\vec{I} = w \vec{g}$.

3. Эффект Доплера.

Эффектом Доплера называют изменение частоты волн, воспринимаемых наблюдателем (приёмником волны) вследствие относительного движения источника волн и наблюдателя.

При теоретическом рассмотрении явления следует отметить, что все скорости (скорость распространения колебаний, скорость наблюдателя и источника) отсчитываются относительно воздуха. Рассмотрим простейшие случаи, когда источник волн и наблюдатель движутся относительно среды вдоль одной прямой. Скорость распространения волн в среде будем считать равной ϑ , скорость источника - $\vartheta_{\text{и}}$; скорость наблюдателя - $\vartheta_{\text{н}}$.

Пусть наблюдатель неподвижен, а источник волн движется с постоянной скоростью $\vartheta_{\text{и}}$ по направлению к наблюдателю. Примем, что частота колебаний источника равна ν , а $\vartheta_{\text{и}} < \vartheta$. Будем считать, что источник находится в начале координат ($X=0$). Колебания возникают в точке $X=0$ в момент времени $t=0$. За одну секунду источник из-



лучит в пространство ν волн. Волны, испускаемые источником за 1 секунду, пройдут расстояние ϑ и фронт волны окажется в точке А. Когда источник испускает послед-

нюю из ν волн, он пройдет путь $\vartheta_{\text{и}}$ и окажется в точке В. Следовательно ν волн укладываются на расстоянии $\vartheta - \vartheta_{\text{и}}$, поэтому длина волны, воспринимаемая наблюдателем будет равна: $\lambda' = \frac{\vartheta - \vartheta_{\text{и}}}{\nu}$, а

частота $\nu' = \frac{\vartheta}{\lambda'} = \frac{\vartheta}{\vartheta - \vartheta_{\text{и}}} \nu$. Поделив числитель и знаменатель на ϑ ,

получим: $\nu' = \frac{\nu}{1 - \frac{\vartheta_{\text{и}}}{\vartheta}}$, т.е. наблюдатель будет воспринимать звук с

частотой большей, чем частота неподвижного источника. Если же источник движется от наблюдателя, то $\vartheta_{\text{и}}$ будет с минусом и ν' будет

меньше, т.е. $\nu' = \frac{\nu}{1 + \frac{\vartheta_{\text{и}}}{\vartheta}}$.

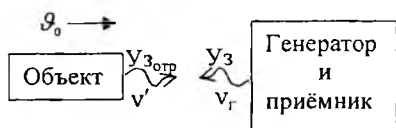
Второй случай – наблюдатель приближается со скоростью $\vartheta_{\text{н}}$ к неподвижному источнику. При этом он встречает на своём пути за один и тот же интервал времени больше волн, чем при отсутствии движения. Это означает, что воспринимаемая им частота ν' больше, чем частота источника, т.е. $\nu' = \frac{\vartheta + \vartheta_{\text{н}}}{\lambda}$. Учитывая, что $\lambda = \frac{\vartheta}{\nu}$, полу-

чим $v' = \frac{\vartheta + \vartheta_H}{\vartheta} v = v \left(1 + \frac{\vartheta_H}{\vartheta} \right)$, т.е. наблюдатель воспринимает большую частоту колебаний, чем частота источника. Если же наблюдатель удаляется от источника ($-\vartheta_H$), то частота, воспринимаемая им, будет меньшей, т.е. $v' = v \left(1 - \frac{\vartheta_H}{\vartheta} \right)$.

Эффект Доплера наблюдается в волновых движениях любого типа – в волнах на воде, звуковых, радио-, световых волнах.

Например, доплеровский локатор специально используется дорожной милицией для определения автомобилей, водители которых превышают допустимую скорость движения.

Использование эффекта Доплера для определения скорости движущихся тел нашло применение в медицине. Рассмотрим следующую



систему: генератор Уз волн со- вмещён с приёмником, частота генератора v_r . В среде со скоростью ϑ_0 движется объект.

Скорость распространения ультразвука - ϑ . Ультразвуковая волна, отражённая от движущегося объекта будет иметь частоту v' . Приёмник, вследствие эффекта Доплера, воспринимает уже другую частоту - $v_{гр}$. Разница частот будет равна $v_d = v_{гр} - v_r$ и называется доплеровским сдвигом. В медицинских приложениях скорость Уз больше скорости движущегося объекта ($\vartheta > \vartheta_0$). Для этого случая $v_d = \frac{2\vartheta_0}{\vartheta} v_r$. Эффект Доплера используется для определения скорости кровотока, скорости движения клапанов и стенок сердца (доплеровская эхокардиография) и других органов.

4. Природа звука. Физические характеристики звуковых волн.

В узком смысле слова под “акустикой” понимают учение о звуке, т.е. об упругих колебаниях и волнах в различных средах, воспринимаемых ухом человека.

Звуковые колебания – это частный случай механических колебаний, распространяющихся в пространстве в форме продольных волн. В связи с важностью акустических понятий для оценки слуховых ощущений, а так же в связи с рядом медицинских приложений данного раздела, остановимся на некоторых характеристиках звука, знание которых необходимо врачу, поскольку звук несёт около 15% информации об окружающем нас мире, а также может быть источником информации о состоянии внутренних органов человека.

Источником звука являются тела (твёрдые, жидкие, газообразные), совершающие колебания в результате каких-либо механических воздействий. Колеблющееся тело излучает в окружающую среду, например, воздух, упругую продольную волну, которая, достигая уха, вызывает слуховые ощущения.

Звуки разделяют: 1) Тоны или музыкальные звуки; 2) Шумы; 3) Звуковые удары.

Тон – это звук, являющийся периодическим процессом с постоянной или закономерно изменяющейся во времени частотой. Если это гармонический процесс, то тон называется простым или чистым. Негармоническому колебанию соответствует сложный тон. Простой тон может быть получен с помощью камертона, звукового генератора. Сложный тон создаётся музыкальными инструментами, аппаратом речи. Сложный тон может быть разложен на простые. Наименьшая частота ν_0 такого разложения соответствует основному тону. Остальные гармоники (обертона) имеют частоты $2\nu_0, 3\nu_0, \dots$. Набор частот с указанием их относительной интенсивности (амплитуды) называют акустическим спектром, являющимся важной физической характеристикой сложного тона.

Шумом называют звук, отличающийся сложной, не повторяющейся во времени зависимостью (шорох, скрип, аплодисменты, звуки от вибрации машин).

Звуковой удар – это кратковременное звуковое воздействие (хлопок, взрыв).

Звуковой тон характеризуется частотой (периодом), амплитудой, гармоническим спектром, а также интенсивностью или силой звука и звуковым давлением.

Интенсивностью или силой звука называют плотность потока энергии звуковой волны: $I = \frac{\Delta E}{\Delta S \Delta t} [\text{Вт/м}^2]$. Звуковое давление – это дополнительное давление p , которое возникает в среде при прохождении звуковых волн. Звуковое давление измеряется в Н/м^2 .

Для плоской гармонической волны давление связано с интенсивностью звука соотношением: $I = \frac{p_0^2}{2\rho\vartheta} = \frac{p_{\text{эф}}^2}{\rho\vartheta}$, где p_0 – амплитудное значение; $p_{\text{эф}}$ – эффективное значение давления.

Ухо человека воспринимает широкий диапазон интенсивностей. Для того, чтобы волны звуковой частоты создали ощущение звука, необходимо, чтобы интенсивность превышала некоторую минимальную величину I_0 , называемую порогом слышимости. Например, на частоте $\nu = 1 \text{ кГц}$ $I_0 = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$ или $p_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Па}$. С другой стороны, звуки очень большой интенсивности не воспринимаются как звук, вызывая лишь ощущение боли в ухе. Максимальная величина интенсив-

ности, при превышении которой возникает ощущение боли, называется порогом болевого ощущения: $I_{\max}=10 \text{ Вт/м}^2$ или $p_{\max}=60 \text{ Па}$ для частоты $\nu=1 \text{ кГц}$. Отношение $\frac{I_{\max}}{I_0} = 10^{13}$ раз.

Поскольку диапазон интенсивностей, воспринимаемых звуков довольно велик, оказывается удобным сравнивать интенсивности звука в логарифмической шкале. Шкала уровней интенсивности создаётся следующим образом: значение I_0 принимается за начальный уровень, уровень интенсивности любого звука с интенсивностью I выражают через десятичный логарифм её отношения к I_0 : $L_{\text{Б}} = \lg \frac{I}{I_0}$. В

этой шкале уровень интенсивности выражают в белах (Б). Бел – единица, получившая своё название в честь изобретателя телефона Александра Грейама Белла (1847-1922 г.г.).

Если уровень интенсивности некоторого звука $L=1\text{Б}$, то отношение его интенсивности к I_0 будет равно 10 ($\lg 10=1$), если же $L=2\text{Б}$, то $I/I_0=10^2$ ($\lg 10^2=2$). Бел – это довольно большая единица, поэтому обычно уровень интенсивности выражают в децибелах: $1\text{Б}=10\text{дБ}$, тогда $L_{\text{дБ}} = 10 \lg \frac{I}{I_0}$ или $L_{\text{дБ}} = 20 \lg \frac{p}{p_0}$. Порог слышимости I_0 имеет уровень интенсивности $L=0\text{дБ}$, а болевой порог – 130дБ .

5. Распространение звуковых волн в среде. **Волновое сопротивление.**

Звук распространяется в любых средах, скорость его распространения не зависит от частоты колебаний, но зависит от упругости и плотности среды, а также от её температуры. В воздухе при $t=0^\circ\text{C}$ $\vartheta = 331,5 \text{ м/с}$. С ростом температуры скорость увеличивается. В твёрдых и жидких средах скорость звука больше. Для воды она равна 1500 м/с . Эта скорость соответствует примерно средней скорости в мягких тканях человека. Звуковая волна, встречая на своём пути тела, возбуждает в них колебания. При попадании на тело часть энергии отражается и преломляется (законы отражения и преломления звуковых волн аналогичны законам для света), часть энергии может поглотиться телом (поглощение может быть полным). Определённая часть энергии может выйти из тела. Таким образом, энергию волны можно разделить на отражённую, поглощённую, а также прошедшую через среду.

Как уже было сказано, интенсивность волны $I = p_0^2 / 2\rho\vartheta$ определяется звуковым амплитудным давлением и произведением $\rho\vartheta = \omega$, которое называется волновым сопротивлением. Волновое сопротив-

ление – важная характеристика среды, определяющая условие отражения и преломления волн на её границе. Допустим, что плоская волна падает нормально к границе раздела двух сред, интенсивность её в первой среде – I_1 , интенсивность прошедшей волны во второй среде I_2 . Отношение $\beta = \frac{I_2}{I_1}$ (1) называется коэффициентом проникно-

вения звуковой волны. Это отношение (β) зависит от ряда факторов, в том числе и от частоты колебаний звуковой волны.

Приведём примеры усреднённых значений этого отношения для частоты 512 Гц: Окно открытое – 1; Стена кирпичная – 0,032; Войлок толщиной 2,5 см – 0,55.

Мягкие ткани обладают большим поглощением, поэтому их применяют в тех случаях, когда желательно уменьшить отражение звука от стен.

Рэлей показал, что коэффициент проникновения звука определяется формулой:

$$\beta = 4 \frac{\rho_1 \vartheta_1 / \rho_2 \vartheta_2}{[\rho_1 \vartheta_1 / \rho_2 \vartheta_2 + 1]^2} \quad (4)$$

Наибольшее значение, которое может иметь коэффициент β , равно единице. Из (4) видно, что $\beta=1$, если $\rho_1 \vartheta_1 = \rho_2 \vartheta_2$. Итак, при равенстве $\omega_1 = \omega_2$ двух сред звуковая волна пройдёт (при нормальном падении) границу раздела без отражения. Если волновое сопротивление второй среды значительно превышает волновое сопротивление первой, то $\beta \approx 4 \cdot \rho_1 \vartheta_1 / \rho_2 \vartheta_2$ (так как $\rho_1 \vartheta_1 / \rho_2 \vartheta_2 \ll 1$).

Примеры волнового сопротивления некоторых веществ при 20°C: Воздух – 440 кг м⁻²с⁻¹; Бетон – 4800000 кг м⁻²с⁻¹; Вода – 1440000 кг м⁻²с⁻¹.

$$\text{Для бетона } \beta_{\text{Б}} = \frac{4 \cdot 440}{4\,800\,000} 100\% = 0,037\%.$$

Вывод: только очень малая часть звуковой энергии проходит из воздуха в бетон. Для воды – $\beta_{\text{Н}_2\text{О}} = 0,122\%$.

Такие расчёты могут быть использованы для оценки уровней интенсивности громких шумов и возможности звукоизоляции.

Устранение источников вредных звуков или ослабление их действия с помощью звукопоглощающих материалов находится под контролем санитарной службы, так как шум оказывает вредное воздействие на здоровье человека. Нормально допустимый уровень интенсивности шума 40 – 50 дБ. Предельно допустимый уровень (для высоких частот) – 75 – 80 дБ и 90 – 100 дБ – для низкочастотных звуков.

Для измерения уровня интенсивности шума используют специальные приборы – шумомеры. В них звуковые колебания преобразуются в электрические. Шкала электроизмерительного прибора шумомера непосредственно проградуирована в децибелах.

ЛЕКЦИЯ №7

ХАРАКТЕРИСТИКИ СЛУХОВОГО ОЩУЩЕНИЯ. УЛЬТРАЗВУК. ИНФРАЗВУК.

1. Характеристики слухового ощущения, их связь с физическими характеристиками звука. Зависимость громкости от частоты. Закон Вебера-Фехнера.

Звуковой тон характеризуется частотой (периодом), гармоническим спектром, интенсивностью или силой звука и звуковым давлением. Все эти характеристики звука являются физическими или объективными характеристиками. Однако звук является объектом слухового ощущения, поэтому оценивается человеком субъективно, т.е. звук имеет и физиологические характеристики, которые являются отражением его физических характеристик. Задачей системы звуковых измерений является - установить эту связь и таким образом дать возможность при исследовании слуха у различных людей единообразно сопоставить субъективную оценку слухового ощущения с данными объективных измерений.

Частота колебаний звуковой волны оценивается как **высота** звука (высота тона). Чем больше частота колебаний, тем более высоким воспринимается звук.

Другой физиологической характеристикой является **тембр**, который определяется спектральным составом сложного звука. Сложные тоны одинаковых основных частот могут отличаться по форме колебаний и соответственно по гармоничному спектру. Это различие воспринимается как тембр (окраска звука). Например, ухо различает одну и ту же мелодию, воспроизведенную на разных музыкальных инструментах.

Громкость – ещё одна субъективная оценка звука, которая характеризует уровень слухового ощущения. Она зависит, прежде всего, от интенсивности и частоты звука.

Рассмотрим вначале зависимость чувствительности уха от частоты. Ухо человека не одинаково чувствительно к различным частотам при одной и той же интенсивности. Диапазон частот воспринимаемый им – 16Гц-20кГц. Способность человека воспринимать высокочастотные звуки ухудшается с возрастом. Молодой человек может слышать звуки с частотой до 20 000 Гц, но уже в среднем возрасте тот же человек не способен воспринимать звуки с частотой выше 12-14 кГц. В пределах частоты 1 000-3 000 Гц чувствительность наибольшая. Она снижается к частоте 16 Гц и 20 кГц. Очевидно, что характер изменения порога слышимости обратен изменению чувствительности уха,

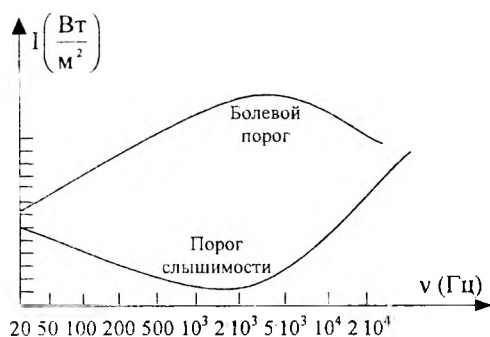


Рис. 1

т.е. при увеличении частоты от 16 Гц, он вначале снижается, в области частот 1000-3000 Гц остается почти неизменным, затем опять повышается. Это отражено на графике зависимости изменения порога слышимости от частоты (см. рис. 1).

График построен в логарифмическом масштабе. Верхняя кривая

на графике соответствует болевому порогу. Нижний график называют кривой порогового уровня громкости, т.е. $J_0 = f(\nu)$ при уровне громкости равном "0".

Громкость звука зависит от его интенсивности. Она является субъективной характеристикой звука. Эти два понятия являются неравнозначными. Зависимость громкости от интенсивности звука имеет сложный характер, обусловленный чувствительностью уха к действию звуковых волн. Человек может только приблизительно оценить абсолютную интенсивность ощущения. Однако он достаточно точно устанавливает разницу при сравнении двух ощущений различной интенсивности. Это вызвало появление сравнительного метода измерения громкости. При этом измеряют не абсолютную величину громкости, а соотношение ее с некоторой другой величиной, которая принята за начальный или нулевой уровень громкости.

Кроме этого условились при сравнении интенсивности и громкости звука исходить из тона, с частотой 1 000 Гц, т.е. считать громкость тона частотой 1 000 Гц эталоном для шкалы громкости. Как уже было сказано, сравнительный метод применяется и при измерении интенсивности (силы) звука. Поэтому имеются две шкалы: одна для измерения уровней интенсивности; вторая - для измерения уровней громкости. В основе создания шкалы уровней громкости лежит важный психофизический закон Вебера-Фехнера. Согласно этому закону, если увеличивать раздражение в геометрической прогрессии (т.е. в одинаковое число раз), то ощущение этого раздражения возрастает в арифметической прогрессии (на одинаковую величину). Например, если интенсивность звука принимает ряд последовательных значений: $a J_0$, $a^2 J_0$, $a^3 J_0$ ($a > 1$ - некоторый коэффициент), то соответствующие им изменения громкости звука будут равны E_0 , $2E_0$, $3E_0$. Математически

это означает, что громкость звука прямопропорциональна логарифму интенсивности.

Если действует звуковой раздражитель с интенсивностью J , то на основании закона Вебера-Фехнера уровень громкости E связан с уровнем интенсивности следующим образом:

$$E = KL = K \lg \frac{J}{J_0}, \quad (1)$$

где $\frac{J}{J_0}$ - относительная сила раздражения, K - некоторый коэффициент пропорциональности, зависящий от частоты и интенсивности, принятый равным единице для $\nu = 1000$ Гц. Следовательно, если принять $K=1$ на всех частотах, то в соответствии с формулой (1) мы получим шкалу уровней интенсивностей; при $K \neq 1$ - шкалу громкости, где единицей измерения будет уже не децибел, а фон. Учитывая, что на частоте 1 кГц шкалы громкости и интенсивности совпадают, значит $E_{\phi} = 10 \cdot \lg \frac{J}{J_0}$.

Зависимость громкости от интенсивности и частоты колебаний в системе звуковых измерений определяется на основании экспериментальных данных при помощи графиков, которые называются кривыми равной громкости, т.е. $J=f(\nu)$ при $E = \text{const}$. Нами была построена кривая нулевого уровня громкости или порога слышимости [$J_0 = f(\nu)$]. Эта кривая является основной (нулевой уровень громкости - $E_{\phi}=0$).

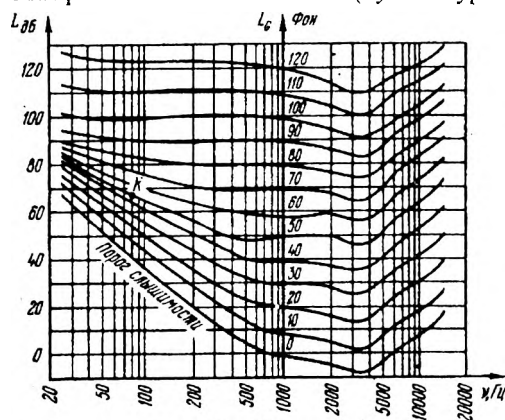


Рис.2

получены у людей с нормальным слухом. Нижняя кривая соответствует порогу слышимости, т.е. для всех частот $E_{\phi}=0$ (для частоты

Если построить аналогичные кривые для различных уровней громкостей, например, ступенями через 10 фонов, то получится система графиков (рис.2), которая дает возможность найти зависимость уровня интенсивности от частоты при любом уровне громкости. Эти кривые построены на основании средних данных, которые были

$\nu=1\text{кГц}$ интенсивность $J_0=10^{-12}\text{Вт/м}^2$). Исследование остроты слуха называется аудиометрией. При аудиометрии на специальном приборе аудиометре определяют у обследуемого порог слухового ощущения на разных частотах. Полученный график называют аудиограммой. Потеря слуха определяется путем сравнения ее с нормальной кривой порога слышимости.

2. Звуковые методы исследования в клинике.

Звуковые явления сопровождают ряд процессов, происходящих в организме, например, работа сердца, дыхание и т.д. Непосредственное выслушивание звуков, возникающих внутри организма, составляют один из важнейших приемов клинического исследования и называются аускультацией (выслушивание). Этот метод известен еще со 2-го века до н. э. Для этой цели используют стетоскоп - прибор в виде прямой деревянной или пластмассовой трубки с небольшим раструбом на одном конце и плоским основанием на другом для прикладывания уха. Звук от поверхности тела к уху проводится как самим столбом воздуха, так и стенками трубки.

Для аускультации используют фонендоскоп, состоящий из полый капсулы с мембраной, прикладываемой к телу больного. От капсулы идут две резиновых трубки, которые вставляются в уши врача. Резонанс столба воздуха в капсуле усиливает звук.

Для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы применяется метод - фонокардиография (ФКГ) - графическая регистрация тонов и шумов сердца с целью их диагностической интерпретации. Запись производится с помощью фонокардиографа, состоящего из микрофона, усилителя, системы частотных фильтров и регистрирующего устройства.

Отличным от двух указанных методов является перкуссия - метод исследования внутренних органов посредством постукивания по поверхности тела и анализа возникающих при этом звуков. Характер этих звуков зависит от способа постукивания и свойств (упругости, плотности) тканей, находящихся вблизи места, по которому производится постукивание. Постукивание может производиться специальным молоточком с резиновой головкой, пластинкой из упругого материала, называемой плессиметром, или постукиванием кончиком согнутого пальца одной руки по фаланге пальца другой, наложенной на тело человека. При ударе по поверхности тела возникают колебания, частоты которых имеют широкий диапазон. Одни колебания быстро будут затухать, другие, вследствие резонанса, усилятся и будут слышны. По тону перкуторных звуков определяют состояние и топографию внутренних органов.

3. Ультразвук (УЗ), источники УЗ. Особенности распространения ультразвуковых волн.

Ультразвуком называют звуковые колебания, частота которых занимает диапазон от 20 кГц до 10^{10} Гц. Верхний предел принят совершенно условно из таких соображений, что длина волны в веществе и тканях для такой частоты оказывается соизмерима с межмолекулярными расстояниями с учетом того, что скорость распространения УЗ в воде и тканях одинакова. Смещение в УЗ волне описывается ранее рассмотренным уравнением волны.

Наибольшее распространение, как в технике, так и в медицинской практике получили пьезоэлектрические излучатели УЗ. Пьезоэлектрическим излучателями служат кристаллы кварца, титаната бария, сегнетовой соли и др. Пьезоэффектом (прямым) называют явление возникновения на поверхностях упомянутых кристаллических

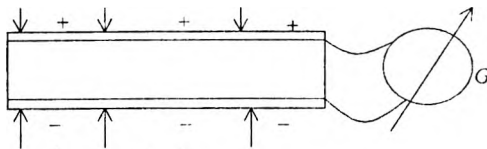


Рис.3а

пластинок противоположных по знаку зарядов под действием механических деформаций (рис.3а). После снятия

деформации заряды исчезают.

Существует и обратный пьезоэффект, который нашел применение и в медицинской практике для получения высокочастотного УЗ.

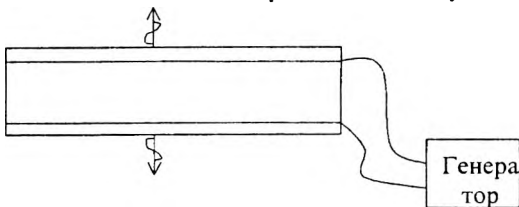


Рис.3б

Если на посеребренные грани поверхности пластинки пьезоэлемента (рис.3б) подать переменное напряжение от генератора, то кварцевая пластинка придет в колебание в такт пере-

менного напряжения генератора. Амплитуда колебаний будет максимальной, когда собственная частота кварцевой пластинки (ν_0) совпадает с частотой генератора (ν_r), т.е. наступит резонанс ($\nu_0 = \nu_r$). Приемник УЗ можно создать на основе прямого пьезоэлектрического эффекта. При этом под воздействием УЗ-волн происходит деформация кристалла, что приводит к появлению переменного напряжения, которое может быть измерено или зафиксировано на экране электронного осциллографа после предварительного его усиления.

Ультразвук может получаться с помощью аппаратов, основанных на явлении магнитострикции (для получения низких частот), которая заключается в изменении длины (удлинении и укорочении) ферромагнитного стержня, помещенного в высокочастотное магнитное поле. Торцы этого стержня будут излучать низкочастотный УЗ. Кроме указанных источников УЗ имеются механические источники (сирены, свистки), в которых механическая энергия преобразуется в энергию УЗ колебаний.

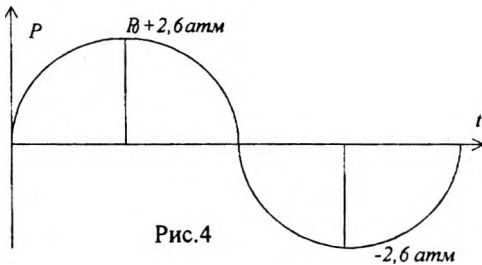
По своей природе УЗ, как и звук, является механической волной, распространяющейся в упругой среде. Скорости распространения звуковых и ультразвуковых волн примерно одинаковы. Однако длина волны УЗ значительно меньше, чем звука. Это позволяет легко сфокусировать УЗ колебания.

Ультразвуковая волна обладает значительно большей интенсивностью, чем звуковая, вследствие большой частоты она может достигать нескольких Ватт на квадратный сантиметр (Вт/см^2), а при фокусировке можно получить УЗ с интенсивностью 50 Вт/см^2 и более.

Распространение УЗ в среде отличается (благодаря малой длине волны) и другой особенностью - жидкости и твердые тела представляют собой хорошие проводники УЗ, а воздух и газ - плохие. Так, в воде при прочих равных условиях УЗ затухает в 1 000 раз слабее, чем в воздухе. При распространении УЗ в неоднородной среде возникает отражение его и преломление. Отражение УЗ на границе двух сред зависит от соотношения их волновых сопротивлений. Если УЗ в среде с $\omega_1 = \rho_1 \vartheta_1$ падает перпендикулярно на плоскую поверхность второй среды с $\omega_2 = \rho_2 \vartheta_2$, то часть энергии пройдет через граничную поверхность, а часть отразится. Коэффициент отражения будет равен нулю, если $\rho_1 \vartheta_1 = \rho_2 \vartheta_2$ т.е. УЗ-энергия не будет отражаться от границы раздела поверхностей, а будет переходить из одной среды в другую без потерь. Для границ раздела воздух-жидкость, жидкость-воздух, твердое тело-воздух и наоборот коэффициент отражения будет равен почти 100%. Объясняется это тем, что воздух имеет очень малое акустическое сопротивление.

Вот поэтому во всех случаях связи излучателя УЗ с облучаемой средой, например, с телом человека, необходимо строго следить, чтобы между излучателями и тканью не было даже минимального воздушного слоя (волновое сопротивление биологических сред в 3000 раз больше волнового сопротивления воздуха). Чтобы исключить воздушный слой, поверхность УЗ излучателя покрывается слоем масла или оно наносится тонким слоем на поверхность тела.

При распространении УЗ в среде возникает звуковое давление, которое колеблется, принимая положительное значение в области



сжатия и отрицательное в следующей за ней области разрежения. Так, например, при интенсивности ультразвука 2 Вт/см^2 в тканях человека создается давление в области сжатия $+ 2,6 \text{ атм.}$, которое в следующей

области переходит в разрежение $- 2,6 \text{ атм.}$ (рис.4). Сжатие и разрежение, создаваемые ультразвуком, приводят к образованию разрывов сплошной жидкости с образованием микроскопических полостей (кавитация). Если этот процесс происходит в жидкости, то пустоты заполняются парами жидкости или растворенными в ней газами. Затем на месте полости образуется участок сжатия вещества, полость быстро захлопывается, выделяется значительное количество энергии в малом объеме, что приводит к разрушению микроструктур вещества.

4. Медико-биологическое применение ультразвука.

Медико-биологическое действие УЗ весьма разнообразно. До настоящего времени нельзя еще дать исчерпывающее объяснение действия УЗ на биологические объекты. Не всегда легко выделить из многочисленных эффектов, вызываемых УЗ, основные. Тем не менее, показано, что при облучении УЗ биологических объектов необходимо считаться в основном со следующими действиями УЗ:

тепловое; механическое действие; косвенное, в большинстве случаев, физико-химическое действие.

ТЕПЛОВОЕ ДЕЙСТВИЕ УЗ имеет важное значение, т.к. процессам обмена веществ в биологических объектах свойственна значительная температурная зависимость. Тепловой эффект определяется поглощенной энергией. При этом используются небольшие интенсивности УЗ (около 1 Вт/см^2). Тепловой эффект вызывает расширение тканей, кровеносных сосудов в результате чего усиливается обмен веществ, наблюдается усиление кровотока. Благодаря тепловому действию сфокусированного ультразвука его можно использовать в качестве скальпеля для резки не только мягких тканей, но и костной ткани. В настоящее время разработан метод "сваривания" поврежденных или трансплантируемых костных тканей.

МЕХАНИЧЕСКОЕ ДЕЙСТВИЕ. Механические колебания частиц вещества в ультразвуковом поле могут вызвать положительный биологический эффект (микромассаж тканевых структур). К этому виду воздействия относится и микровибрация на клеточном и субклеточном уровне, разрушение биомакромолекул, разрушение микроорганизмов грибов, вирусов, разрушение злокачественных опухолей, камней в мочевом пузыре и почках. Ультразвук используется для дробления веществ, например, при изготовлении коллоидных растворов, высокодисперсных лекарственных эмульсий, аэрозолей. Путем разрушения растительных и животных клеток из них выделяют биологически активные вещества (ферменты, токсины). УЗ вызывает повреждения и перестройку клеточных мембран, изменение их проницаемости.

ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКОЕ ДЕЙСТВИЕ УЛЬТРАЗВУКА. Действие ультразвука можно ускорить некоторые химические реакции. Считают, что это связано с активацией УЗ молекул воды, которые затем распадаются, образуя активные радикалы H^+ и OH^- .

Медико-биологическое приложение УЗ можно разделить в основном на два направления: диагностика и терапия. К первому относятся локационные методы с использованием главным образом импульсного излучения. Это эхоэнцефалография – определение опухолей и отеков мозга.

Локационные методы основаны на отражении УЗ от границы раздела сред с различной плотностью. К этому методу относится и ультразвуковая кардиография – измерение размеров сердца в динамике. УЗ локация используется и в офтальмологии для определения размеров глазных сред. Ультразвуковой эффект Доплера используется для изучения характера движения сердечных клапанов и скорости кровотока.

Весьма большое будущее ультразвуковых голографических методов получения изображения таких органов как почек, сердца, желудка и др.

Ко второму направлению относится ультразвуковая терапия. Обычно применяются УЗ с частотой 800 кГц и интенсивностью 1 Вт/см² и меньше. Причем первичными механизмами действия являются механическое и тепловое действие на ткань. Для целей ультразвуковой терапии используется аппарат УТП-ЗМ.

5. Инфразвук (ИЗ), особенности его распространения. **Действие инфразвуков на биологические объекты.**

Инфразвуком (ИЗ) называют звуковые колебания, верхний диапазон которых не превышает 16 – 20 Гц. Нижний диапазон 10⁻³ Гц.

Большой интерес представляют ИЗ частотой 0,1 и даже 0,01 Гц. ИЗ входят в состав шумов. Источниками ИЗ являются движение (штормовое) морской или речной воды, шум леса, ветра, грозовые разряды, землетрясение и обвалы, колебания фундаментов зданий, станков, дорог от движущегося транспорта. ИЗ возникает во время вибраций механизмов, при обдувании ветром зданий, деревьев, столбов, при движении человека и животных.

Характерным свойством ИЗ является его малая поглощаемость средами. Поэтому он распространяется на большие расстояния. ИЗ хорошо распространяется в ткани организма человека, особенно в костной ткани. Скорость ИЗ-волн в воздухе 1200 км/ч, в воде 6000 км/ч.

Малая поглощаемость ИЗ позволяет по распространению его в земной коре обнаружить взрывы на большом расстоянии от источника. По измеренным ИЗ колебаниям прогнозируют цунами. В настоящее время разработаны чувствительные приемники ИЗ, с помощью которых, например, удастся предсказать шторм за много часов до его наступления.

ИЗ колебания обладают биологической активностью, которая объясняется совпадением их частоты с альфа ритмом головного мозга.

ИЗ частотой 1-7 Гц с интенсивностью в 70 Дб в течение 8-10 мин. облучения вызывают: головокружение, тошноту, затруднение дыхания, чувство угнетения, головную боль, удушье. Все эти факторы усиливаются при повторном воздействии ИЗ. ИЗ определенной частоты может привести к смертельному исходу.

Вибрации механизмов являются источником ИЗ. В связи с неблагоприятным действием вибрации и ИЗ на организм человека, возникает вибрационная болезнь (ВБ). ВБ возникает при длительном воздействии указанных факторов на определенный участок ткани или органа человека и приводит к утомляемости не только отдельных органов, но и всего организма человека. Она приводит вначале к атрофированию мышц рук и других органов, к понижению чувствительности к механическим вибрациям, к появлению судорог пальцев рук, ног и других органов.

Предполагают, что первичный механизм действия ИЗ на организм имеет резонансную природу. Внутренние органы человека имеют собственную частоту колебаний. При воздействии ИЗ с частотой, равной собственной, возникает резонанс, который и вызывает указанные неприятные ощущения, а в некоторых случаях может привести к тяжелым последствиям: остановке сердца или разрыву кровеносных сосудов.

Частота собственных колебаний тела человека в положении лежа – (3 – 4 Гц), стоя – (5 – 12 Гц), грудной клетки – (5 – 8 Гц), брюшной полости – (3 – 4 Гц) и других органов соответствуют частоте ИЗ. Снижение уровня интенсивности инфразвука в жилых, производственных помещениях и на транспорте – одна из задач гигиены.

ЛЕКЦИЯ №8

ГИДРОДИНАМИКА ВЯЗКОЙ ЖИДКОСТИ.

1. Стационарное течение жидкости. Условие неразрывности струи.

Гидродинамика - раздел физики, в котором изучают вопросы движения жидкостей (несжимаемых) и взаимодействие их при этом с окружающими твердыми телами.

К жидкостям относятся вещества, которые по своим свойствам занимают промежуточное положение между газами и твердыми телами. Жидкие среды составляют наибольшую часть организма, их перемещение обеспечивает обмен веществ и снабжение клеток кислородом, поэтому механические свойства и течение жидкостей представляют собой интерес для медиков и биологов.

Рассмотрим установившееся или стационарное течение жидкости, т.е. такое течение, при котором скорости частиц жидкости в каждой точке потока со временем не изменяются.

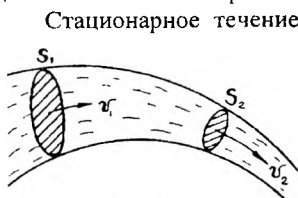


Рис.1

Стационарное течение характеризуют линиями тока - воображаемыми линиями, совпадающими с траекториями частиц. Касательные к линиям тока показывают направление вектора скорости частиц жидкости, густота этих графически изображенных линий пропорциональна скорости. Часть потока жидкости, ограниченная со всех сторон линиями тока, образует

трубку тока или струю (рис. 1).

Выделим трубку тока настолько узкую, что скорости частиц ϑ в любом ее сечении S , перпендикулярном оси трубки, можно считать одинаковыми по всему сечению. Так как скорость частиц направлена вдоль линии тока, то частицы жидкости не могут выходить за пределы этой трубки. Тогда объем ΔV несжимаемой жидкости, протекающий через любое сечение трубки в единицу времени, остается постоянным:

$$\Delta V = \vartheta \cdot S = \text{const.} \quad (1)$$

Соотношение (1) выражает условие неразрывности струи, т.к. только при сплошном течении через любое сечение за одно и то же время проходят одинаковые объемы несжимаемой жидкости.

Тогда: $\vartheta_1 S_1 = \vartheta_2 S_2$ (рис.1), откуда $\frac{\vartheta_1}{\vartheta_2} = \frac{S_2}{S_1}$, т.е. средние скорости

течения в различных сечениях трубы обратно пропорциональны площадям этих сечений.

Из условия неразрывности струи следует, что и для реальной жидкости при установившемся течении по трубе переменного сечения количество жидкости, протекающее за одно и то же время через любое сечение трубы, остается постоянным: $Q = \text{const}$. В частности, это с достаточно большой точностью выполняется и для кровотока в крупных кровеносных сосудах человека за время, равное нескольким, скажем трем, сердечным циклам, непосредственно следующих друг за другом.

2. Уравнение Бернулли и его следствия.

Одно из наиболее важных уравнений, используемых для описания движущихся жидкостей, было впервые получено швейцарским математиком и физиком Даниилом Бернулли (1700-1782 г.г.). Для вывода уравнения Бернулли предположил, что имеем дело с идеальной жидкостью. Это значит, что мы пренебрегаем любыми силами вязкого сопротивления и трения. Пусть жидкость течет совершенно плавно без каких-либо турбулентностей, т.е. течение жидкости стационарное. Более того, мы рассматриваем только несжимаемые жидкости, так что определенная масса жидкости будет занимать одинаковый объем, несмотря на положение или условия в потоке.

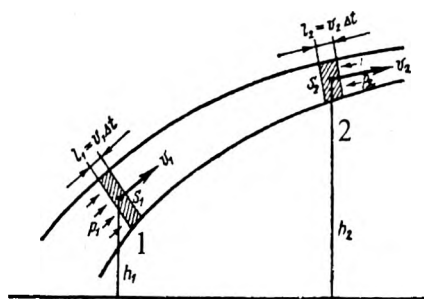


Рис.2

Уравнение Бернулли можно вывести, используя закон сохранения энергии при протекании жидкости через трубу. Как показано на рис.2, трубка тока имеет различные площади поперечного сечения и различную высоту над некоторым исходным уровнем. Если совершить некоторую работу A над жидкостью, это вызовет изменение в потенциальной и

кинетической энергии жидкости: $A = \Delta E_p + \Delta E_k$ (2). Выделим в трубке тока достаточно малый объем жидкости ΔV массой m . Мы совершаем работу, действуя силой F_1 на количество жидкости в положении 1 (рис.2) и перемещая каждый малый элемент этого объема на величину единичного перемещения l_1 с постоянной скоростью u_1 . Так, объем $\Delta V_1 = l_1 S_1$ перемещен на расстояние l_1 и проделанная над жидкостью работа равна $F_1 l_1$. Каково влияние этого перемещения на жидкость, находящуюся в положении 2? Поскольку жидкость несжимаема, перемещение объема $l_1 S_1$ на расстояние l_1 в положении 1 означает

перемещение равного объема в положении 2. Поэтому количество жидкости, с площадью поперечного сечения S_2 смещается на расстояние l_2 с постоянной скоростью ϑ_2 , где $S_1 l_1 = S_2 l_2$. Объем жидкости в положении 2 движется вдоль трубы, толкая следующие слои жидкости. Сила F_2 действует при перемещении l_2 , поэтому работа, совершаемая этим объемом жидкости равна $F_2 l_2$. Результирующая работа сил, оказывающих давление p_1 и p_2 на торцы объема 1 и 2 при его перемещении $A = F_1 l_1 - F_2 l_2$, т.к. силы со стороны соседних трубок тока нормальны к поверхности рассматриваемой трубки тока (идеальная жидкость), то они работы не совершают.

Записывая каждую силу как произведение давления на площадь поперечного сечения, имеем:

$$A = F_1 l_1 - F_2 l_2 = p_1 S_1 l_1 - p_2 S_2 l_2 = (p_1 - p_2) \Delta V, \quad (3)$$

$$\text{где } \Delta V = \Delta V_1 = S_1 l_1 = S_2 l_2 = \Delta V_2.$$

Масса $\rho \Delta V$ жидкости под давлением p_1 , двигаясь с постоянной скоростью ϑ_1 на высоте h_1 , преобразуется в равную массу жидкости под давлением p_2 , движущуюся со скоростью ϑ_2 на высоте h_2 . Тогда изменения в потенциальной и кинетической энергиях между положениями 1 и 2 равны:

$$\Delta E_n = \Delta(mgh) = mg \Delta h = \rho \Delta V g (h_2 - h_1), \quad (4a)$$

$$\Delta E_k = \Delta\left(\frac{1}{2} m \vartheta^2\right) = \frac{1}{2} m \Delta(\vartheta^2) = \frac{1}{2} \rho \Delta V (\vartheta_2^2 - \vartheta_1^2), \quad (4b)$$

где мы выразили массу каждого объема жидкости как $m = \rho \Delta V$. Подставляя (3), (4a) и (4b) в (2), находим:

$$(p_1 - p_2) \Delta V = \rho \Delta V g (h_2 - h_1) + \frac{1}{2} \rho \Delta V (\vartheta_2^2 - \vartheta_1^2).$$

Наконец, разделив на ΔV и перегруппировав члены, получаем:

$$p_1 + \rho g h_1 + \frac{1}{2} \rho \vartheta_1^2 = p_2 + \rho g h_2 + \frac{1}{2} \rho \vartheta_2^2.$$

Поскольку положения 1 и 2 произвольны, величина $p + \rho g h + \frac{1}{2} \rho \vartheta^2$ определена в любой точке и всегда одинакова:

$$p + \rho g h + \frac{1}{2} \rho \vartheta^2 = \text{const}. \quad (5)$$

Это и есть уравнение Бернулли, которое может быть отнесено не только к сечениям трубки, но и к точкам, расположенным вдоль некоторой линии тока. Слагасмые, входящие в уравнение Бернулли, имеют размерность и смысл давления. Давление p называют статическим: оно не связано с движением жидкости и может быть измерено, например, манометром, перемещающимся вместе с жидкостью. Давле-

ние $\frac{1}{2} \rho v^2$ называют динамическим: оно обусловлено движением жидкости и проявляется при ее торможении. Давление ρgh – гидростатическое (весовое). В состоянии невесомости гидростатическое давление отсутствует, с увеличением перегрузок оно возрастает. В этих терминах уравнение Бернулли можно сформулировать как закон: при стационарном течении идеальной жидкости сумма статического, динамического и гидростатического давлений одинакова в различных точках линии тока, в любом поперечном сечении потока.

Для горизонтальной трубки тока гидростатическое давление остается постоянным (т.к. $h = \text{const}$) и может быть отнесено в правую часть уравнения (5), которое в этом случае можно записать так:

$$p_{\text{ст}} + p_{\text{дин}} = \text{const}.$$

Статическое давление обуславливает потенциальную энергию жидкости (энергия давления), динамическое давление – кинетическую. Из последнего уравнения следует вывод, называемый правилом Бернулли:

статическое давление невязкой жидкости при течении по горизонтальной трубке возрастает там, где скорость ее уменьшается и наоборот.

Уравнение Бернулли, полученное для идеального случая, можно использовать и для объяснения реальных примеров.

На рис. 3 манометрические трубки 1 и 3 демонстрируют величину

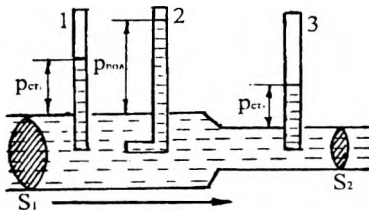


Рис.3

статического давления в разных сечениях горизонтальной трубки. Так как нижнее сечение этих трубок параллельно линиям тока, то динамического давления они не показывают. Оно определяется по разности между полным давлением $p_{\text{полн}}$ и статическим: $p_{\text{дин}} = p_{\text{полн}} - p_{\text{ст}}$. Для измерения полного давления используется

трубка 2, изогнутая под прямым углом к потоку (рис.3). Здесь $S_2 < S_1$, $v_2 > v_1$ и $p_2 < p_1$. Сечение трубки S_2 можно сделать столь узким, что вследствие малого статического давления (ниже атмосферного) в это сечение будет засасываться воздух или жидкость (всасывающее действие струи). Это используется в водоструйных насосах, медицинских ингаляторах, в пульверизаторах.

3. Вязкость жидкости. Уравнение Ньютона.

В реальной жидкости между молекулами действуют силы взаимного притяжения, обуславливающие внутреннее трение, или вязкость. Внутреннее трение, например, вызывает силу сопротивления при помешивании жидкости, замедляет скорости падения брошенных в неё тел.

Ньютон установил, что сила $F_{\text{тр}}$ внутреннего трения между двумя слоями жидкости, движущимися с различными скоростями, прямо пропорциональна площади S соприкасающихся слоёв и градиенту скорости $\frac{d\vartheta}{dx}$ между ними (градиент скорости между слоями – это изменение скорости, отнесённое к длине в направлении, перпендикулярном скорости):

$$F_{\text{тр}} = \eta \cdot S \frac{d\vartheta}{dx}, \quad (6)$$

где η – коэффициент пропорциональности, называемый коэффициентом внутреннего трения или динамической вязкостью (или просто вязкостью). Вязкость зависит от состояния и молекулярных свойств жидкости. Уравнение (6) – это уравнение Ньютона.

Единицей вязкости в СИ является $\text{Н} \frac{\text{с}}{\text{м}^2} = \text{Па} \cdot \text{с}$, в системе СГС – $\text{дин} \cdot \frac{\text{с}}{\text{см}^2}$, эта единица называется пуазом (П). Соотношение между ними: $1 \text{Па} \cdot \text{с} = 10 \text{П}$.

На практике вязкость жидкости характеризуют относительной вязкостью, под которой понимают отношение коэффициента вязкости η данной жидкости к коэффициенту вязкости воды $\eta_{\text{в}}$ при той же температуре:

$$\eta_{\text{отн}} = \frac{\eta}{\eta_{\text{в}}}.$$

В большинстве жидкостей (вода, низкомолекулярные органические соединения, истинные растворы, расплавленные металлы и их соли) коэффициент вязкости зависит только от природы жидкости и температуры (с повышением температуры η понижается). Такие жидкости называются ньютоновскими.

У некоторых жидкостей, преимущественно высокомолекулярных (растворы полимеров) или представляющих дисперсионные системы (суспензии, эмульсии), коэффициент вязкости зависит также от режима течения (давления и градиента скорости). При их увеличении вязкость жидкости уменьшается вследствие нарушения внутренней

структуры потока жидкости. Такие жидкости называют структурно-вязкими или неньютоновскими. Их вязкость характеризуют так называемым условным коэффициентом вязкости, который относится к определенным условиям течения жидкости (давление, скорость).

Кровь представляет собой суспензию форменных элементов в белковом растворе – плазме. Поэтому, строго говоря, она должна быть отнесена к неньютоновским жидкостям. Кроме того, при течении крови по сосудам наблюдается концентрация форменных элементов в центральной части потока, где вязкость соответственно увеличивается. Но так как вязкость крови не очень велика, этими явлениями часто пренебрегают и считают её коэффициент вязкости постоянной величиной. Относительная вязкость крови в норме составляет 4,2–6. При заболеваниях она может снижаться до 2–3 или повышаться до 15–20.

4. Ламинарное и турбулентное течение. Число Рейнольдса.

Простейшим типом движения жидкости является ламинарное течение, в котором слои потока постепенно сменяют друг друга. При низких скоростях течение потока через трубу будет ламинарным. Но при большой скорости ламинарное течение не может быть сохранено. Течение становится очень неравномерным, в потоке развиваются случайные вихри, и резко возрастает сопротивление. Этот тип движения называется турбулентным. Для турбулентного течения характерны местные изменения давления в жидкости, вызывающие колебательное движение ее частиц, которое сопровождается звуковыми явлениями (шум, журчание), благодаря которым турбулентное течение легко обнаруживается. Эксперименты показывают, что турбулентность возникает, когда определенная комбинация величин превосходит критическое значение. Эта комбинация называется числом Рейнольдса:

$$R_e = \frac{2\rho r\vartheta}{\eta}, \quad (7)$$

где ρ и η – соответственно плотность и вязкость жидкости, r – радиусы трубы, ϑ – средняя скорость поступательного течения жидкости. Легко проверить, что R_e – безразмерная величина. Поток через трубу будет ламинарным, если R_e меньше 2000. Для $R_e > 3000$ – поток турбулентный. Режим с R_e между 2000 и 3000 является промежуточным, в котором течение не стабильно и может изменяться случайным образом между ламинарным и турбулентным.

Поток крови в аорте в состоянии покоя является ламинарным и может быть выражен как произведение площади поперечного сечения аорты S и средней скорости потока, т.е.: $Q = S \cdot \bar{\vartheta}$.

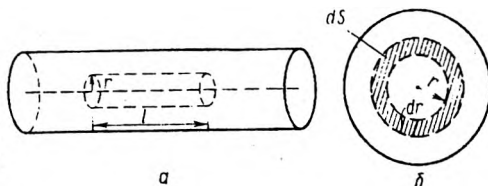
Однако во время напряженной деятельности скорость \bar{v} расхода крови растет, а это приводит к тому, что число R_e достигает 2000 и течение становится турбулентным. В мелких кровеносных сосудах скорость остается достаточно малой и поток по-прежнему ламинарный.

5. Течение вязкой жидкости по трубам. Формула Пуазейля. Гидравлическое сопротивление.

Течение вязкой жидкости по трубам представляет для медиков особый интерес, т.к. кровеносная система состоит в основном из цилиндрических сосудов разного диаметра. Вследствие симметрии ясно, что в трубе частицы текущей жидкости, равноудаленные от её оси, имеют одинаковую скорость. Наибольшей скоростью обладают частицы, движущиеся вдоль оси трубы, а самый близкий к трубе слой жидкости неподвижен. Примерное распределение скорости частиц жидкости в сечении трубы показано на рис. 4.



Рис.4



a

б

Рис.5

Выделим мысленно цилиндрический объем жидкости некоторого радиуса r и длины l (см. рис.5а) и определим зависимость $\bar{v}=f(r)$. На торцах выделенного нами цилиндра поддерживаются давления p_1 и p_2 соответственно, что обуславливает результирующую силу:

$$F = p_1 \pi r^2 - p_2 \pi r^2 = (p_1 - p_2) \pi r^2.$$

На боковую поверхность цилиндра со стороны окружающего слоя жидкости действует сила внутреннего трения, равная в данном случае:

$$F_{\text{тр}} = \eta \frac{d\bar{v}}{dr} S = \eta \frac{d\bar{v}}{dr} 2\pi r l,$$

где $S = 2\pi r l$ - площадь боковой поверхности цилиндра. Так как жидкость движется равномерно, то силы, действующие на выделенный цилиндр, уравновешены: $F = F_{\text{тр}}$. Подставляя в это равенство выражение для F и $F_{\text{тр}}$ и учитывая, что скорость уменьшается с увеличением

r , т.е. $\frac{d\bar{v}}{dr} < 0$ (значит и $F_{\text{тр}}$ надо взять со знаком «минус»), получаем:

$$(p_1 - p_2) \pi r^2 = -\eta \frac{d\bar{v}}{dr} 2\pi r l.$$

Следовательно, имеем:

$$d\vartheta = - \frac{p_1 - p_2}{2\eta l} r dr.$$

Проинтегрируем это уравнение:

$$\int_0^{\vartheta} d\vartheta = - \frac{(p_1 - p_2)}{2\eta l} \int_R^r r dr.$$

Здесь нижние пределы соответствуют слою, прилегающему к внутренней поверхности трубы ($\vartheta = 0$ при $r = R$), а верхние пределы – переменные. В результате интегрирования получаем параболическую зависимость скорости слоев жидкости от расстояния их до оси трубы (см. огибающую концов векторов скорости на рис.4)

$$\vartheta = \frac{p_1 - p_2}{4\eta l} (R^2 - r^2). \quad (8)$$

Из этого выражения видно, что наибольшую скорость имеет слой, текущий вдоль оси трубы ($r = 0$):

$$\vartheta_{\max} = \frac{(p_1 - p_2)R^2}{4\eta l}, \quad (9)$$

а для пристеночного слоя ($r = R$) скорость равна "0".

Установим от каких факторов зависит объем Q жидкости, протекающей через горизонтальную трубу за 1 секунду. Для этого выделим цилиндрический слой радиусом r и толщиной dr (см. рис. 56). Площадь сечения этого слоя $dS = 2\pi r dr$, т.к. слой тонкий, то можно считать, что он перемещается с одинаковой скоростью ϑ . За 1с через слой переносится объем жидкости:

$$dQ = \vartheta dS = \vartheta 2\pi r dr. \quad (10)$$

Подставляя (8) в (10), получаем: $dQ = \pi \frac{p_1 - p_2}{2 \cdot l \cdot \eta} (R^2 - r^2) r dr$ откуда интегрированием по всему сечению находим:

$$\begin{aligned} Q &= \pi \frac{p_1 - p_2}{2 \cdot l \cdot \eta} \cdot \int_0^R (R^2 - r^2) r \cdot dr = \pi \frac{p_1 - p_2}{2 \cdot l \cdot \eta} \left(R^2 \cdot \frac{r^2}{2} \Big|_0^R - \frac{r^4}{4} \Big|_0^R \right) = \\ &= \pi \frac{p_1 - p_2}{2 \cdot l \cdot \eta} \cdot \frac{R^4}{4}, \end{aligned}$$

или

$$Q = \frac{\pi \cdot R^4}{8 \cdot \eta} \cdot \frac{p_1 - p_2}{l}; \quad \left(Q = \frac{\pi R^4}{8\eta} \cdot \frac{dp}{dl} \right). \quad (11)$$

Эта зависимость известна под названием формулы Пуазейля или Гагена-Пуазейля. Этой формуле можно придать и такой вид:

$$Q = \frac{p_1 - p_2}{Z}, \text{ где } Z = \frac{8l\eta}{\pi R^4}. \quad (12)$$

Величину Z называют гидравлическим сопротивлением. Оно обратно пропорционально четвертой степени радиуса и поэтому значительно возрастает с уменьшением радиуса трубы. Заметим, что если R удваивается, то Q возрастает в 16 раз. Аналогично, при уменьшении R поток значительно уменьшится. Так, если что-либо приведет к утолщению артериальных стенок (что вызывает уменьшение R), ослабевший поток крови может вызвать стенокардию, которая характеризуется болями в груди, сопровождающимися общим недомоганием.

Улучшения состояния можно достичь, приняв некоторые вещества, например, нитроглицерин, который расслабляет мышцы артериальных стенок, увеличивает R и, соответственно, увеличивает поток крови и уменьшает нагрузку на сердце.

ЛЕКЦИЯ №9

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ГЕМОДИНАМИКИ.

1. Движение жидкости и крови по трубам с эластичными стенками. Кровеносная система как разветвление труб.

Кровообращение – это один из наиболее важных процессов, происходящих в живых организмах. Раздел биофизики, изучающий законы движения крови по сосудистой системе, называют гемодинамикой (греч. *haima* – кровь). Общие законы течения жидкости, изучаемые гидродинамикой, установлены в рамках классической физики и являются основой для описания сложных гемодинамических процессов в живом организме. Однако свойства крови во многом отличны от свойств применяемых в технике жидкостей, а обладающие упругими стенками и многократно ветвящиеся кровеносные сосуды значительно отличаются, например, от системы водопроводных труб. Поэтому биофизика рассматривает лишь упрощённую модель кровообращения.

Для понимания многих физиологических явлений необходимо знать связь между давлением и скоростью движения крови, а также зависимость этих величин от свойств крови, кровеносных сосудов и от работы сердца. На основе этих количественных закономерностей возможна разработка методов диагностики и лечения целого ряда заболеваний.

Одной из особенностей физической модели сердечно-сосудистой системы является эластичность её стенок. Под эластичностью понимают способность материала или изделия испытывать более или ме-

нее значительные упругие обратимые деформации при сравнительно небольших усилиях.

Стенки кровеносных сосудов неодинаковы по своему строению. Аорта и крупные артерии имеют стенки, состоящие, помимо мышечных волокон, из эластина и коллагена. Эластин допускает деформации до 200-300%, коллаген до 10%. Артериолы состоят полностью только из мышечной ткани, растяжимость которых значительно меньше. Стенки же капилляров не покрыты ни эластичной, ни мышечной тканью.

Течение жидкости по трубам (сосудам) с эластичными стенками обладает определённой спецификой. При постоянном давлении эластичность стенок трубки не имеет существенного значения. Например, можно наблюдать одинаковое непрерывное стационарное вытекание жидкости из стеклянной (жёсткой) и резиновой (эластичной) трубок.

Если через трубки пропускать пульсирующий поток, используя для этой цели периодически действующий насос, то характер истечения жидкости будет различным: из жёсткой трубки – прерывистый, из эластичной – непрерывный. Когда такой насос проталкивает жидкость в трубу с эластичными стенками, уже заполненную жидкостью, то давление в трубке повышается, стенка её растягивается и вмещает избыток жидкости. Затем, когда давление со стороны насоса падает, стенка трубки сокращается и потенциальная энергия стенки переходит в кинетическую энергию жидкости, в результате чего избыток жидкости из начального участка трубы переходит в следующий её участок, стенка которого сначала тоже растягивается, а затем, сжимаясь, перегоняет жидкость в остальные части трубы и т.д. Растяжение и постепенное сжатие стенок эластичной трубы обеспечивает более равномерное протекание в ней жидкости при пульсирующем насосе.

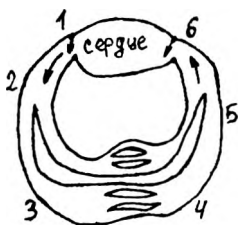


Рис.1

Другой особенностью сердечно-сосудистой системы является то, что она представляет замкнутую, многократно разветвленную и заполненную жидкостью систему трубок, движение жидкости, в которой происходит под действием ритмически работающего нагнетательного насоса (сердца). Из рис.1 видно последовательное соединение аорты (1-2), артерий и артериол (2-3), капилляров (3-4), венул (4-5) и вен (5-6), а также параллельное соединение артерий и артериол, капилляров и венул. Общее гидравлическое сопротивление этих соединений можно определить по аналогии с законами соединения резисторов: для последова-

тельного соединения — $Z = Z_1 + Z_2 + \dots + Z_n$; для параллельного — $\frac{1}{Z} = \left(\frac{1}{Z_1} + \frac{1}{Z_2} + \dots + \frac{1}{Z_n} \right)$.

Рассмотрим гемодинамические показатели в разных участках сосудистой системы. Гидравлическое сопротивление Z в значительной степени зависит от радиуса сосуда $Z \sim \frac{1}{R^4}$. Отношение радиусов для различных участков сосудистой системы: $R_{\text{аорт}} : R_{\text{ар}} : R_{\text{кап}} \approx 3000 : 500 : 1$, поэтому можно записать соотношение $Z_{\text{кап}} > Z_{\text{ар}} > Z_{\text{аорт}}$. Площадь суммарного просвета всех капилляров в 500–600 раз больше поперечного сечения аорты. По закону неразрывности струи это означает, что $v_{\text{кап}} \approx \frac{1}{500} v_{\text{аорт}}$. И если в аорте средняя скорость равна примерно 0,5 м/с, то в капиллярах 0,3–0,5 мм/с. Именно в капиллярной сети при медленной скорости движения происходит обмен веществ между кровью и тканями. На рис.2 приведена кривая (1) распределения линейных скоростей вдоль сосудистой системы.

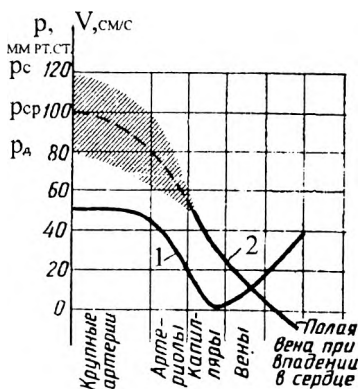


Рис.2

При сокращении сердца давление крови в аорте испытывает колебания. Рассмотрим среднее давление за период. Падение среднего давления вдоль сосудов может быть описано законом Пуазейля ($\Delta p = QZ$). Сердце выбрасывает кровь под средним давлением $p_{\text{ср}}$. По мере продвижения по сосудам среднее давление падает. Поскольку $Q = \text{const}$, а $Z_{\text{кап}} > Z_{\text{ар}} > Z_{\text{аорт}}$, то для средних значений падения давления: $\Delta p_{\text{кап}} > \Delta p_{\text{ар}} > \Delta p_{\text{аорт}}$. В крупных сосудах среднее давление падает всего на 15%, а в мелких на 85%.

Это означает, что большая часть энергии, затрачиваемой левым желудочком сердца на изгнание крови, расходуется на её течение по мелким сосудам. Распределение давления (превышение над атмосферным) в различных отделах сосудистого русла представлено на рис.2 (кривая 2). Отрицательное значение давления означает, что оно ниже атмосферного. Заштрихованная область соответствует колебанию давления: $p_{\text{с}}$ — систолическое давление ≈ 120 мм.рт.ст.; $p_{\text{д}}$ — диастолическое давление ≈ 80 мм.рт.ст.

2. Распространение пульсовых волн.

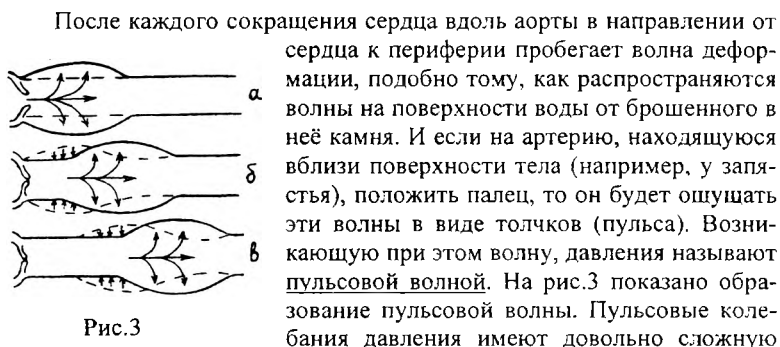


Рис.3

После каждого сокращения сердца вдоль аорты в направлении от сердца к периферии пробегает волна деформации, подобно тому, как распространяются волны на поверхности воды от брошенного в неё камня. И если на артерию, находящуюся вблизи поверхности тела (например, у запястья), положить палец, то он будет ощущать эти волны в виде толчков (пульса). Возникающую при этом волну, давления называют пульсовой волной. На рис.3 показано образование пульсовой волны. Пульсовые колебания давления имеют довольно сложную форму. Однако, как и всякий сложный периодический процесс, они могут быть представлены в виде набора гармонических составляющих (разложение в ряд Фурье). Гармонический анализ пульсовых колебаний кровотока является одним из важных методов его изучения. Для первой гармонической составляющей пульсового давления (p) можно записать простое выражение:

$$p = p_0 \cdot e^{-\alpha x} \sin \omega \left(t - \frac{x}{g} \right),$$

где $p_0 \cdot e^{-\alpha x}$ - амплитуда пульсовой волны (разность между максимальным и минимальным значениями давлений в данной точке сосуда);

p_0 - амплитуда волны в начале аорты, она равна разности систолического и диастолического давлений;

x - расстояние от сердца до данной точки;

ω - циклическая частота сердечных сокращений;

g - скорость распространения пульсовой волны;

α - коэффициент затухания, который зависит от свойств кровеносных сосудов и увеличивается с уменьшением радиуса сосуда.

Мы видим, что амплитуда пульсаций уменьшается по экспоненциальному закону. Происходит также сдвиг колебаний по фазе, который увеличивается с возрастанием расстояния от сердца до рассматриваемого участка сосудистой системы.

Скорость пульсовой волны в крупных сосудах следующим образом зависит от их параметров (формула Моенса-Кортевега):

$$g_n = \sqrt{\frac{Eh}{\rho d}},$$

где E - модуль упругости сосуда; h - толщина его стенки; d - диаметр сосуда; ρ - плотность крови.

Аналитические исследования показывают, что величина $\frac{h}{d}$ мало изменяется у разных людей и практически не зависит от типа артерии. Поэтому, можно считать, что скорость пульсовой волны изменяется только от упругости стенки сосуда, её модуля упругости. С возрастом, а также при заболеваниях, сопровождающихся увеличением E (гипертония, атеросклероза), ϑ может увеличиваться почти в 2-4 раза по сравнению с нормой. Это позволяет использовать изменение ϑ при постановке диагноза.

Скорость пульсовой волны легко измерить. Так, от момента сердечного сокращения до появления пульса в лучевой артерии человека происходит около 0,1 с, а расстояние от сердца до места измерения пульса примерно 70 см, что даёт значение $\vartheta_n = 7 \frac{\text{м}}{\text{с}}$. За это время кровь проходит в артерии расстояние всего лишь 5 см. Следовательно, скорость распространения пульсовой волны намного больше линейной скорости кровотока.

Наряду с пульсовой волной в системе “сосуд-кровь” могут распространяться и звуковые волны, скорость которых очень велика ($\vartheta_{\text{зв}} \approx 1500 \frac{\text{м}}{\text{с}}$).

3. Нарушения гемодинамических показателей сосудистой системы.

Основная функция сердечно-сосудистой системы – обеспечение непрерывного движения крови по капиллярам, где происходит обмен веществ между кровью и тканями.

Различают два основных механизма переноса веществ: диффузионный обмен молекулами, обусловленный различием концентраций этих молекул по разные стороны стенки сосудов и фильтрационно-реабсорбционный механизм – движение вместе с жидкостью через поры в капиллярной стенке под действием градиента давления.

Под действием давления в капилляре жидкость стремится выйти из капилляра в ткани (фильтрация), а под действием давления в тканевой жидкости – возвращается опять в капилляр (реабсорбция).

При нормальных физиологических условиях обычно фильтрация происходит в артериальном конце, а реабсорбция – в венозном конце капилляра и между ними существует равновесие (фильтрационно-реабсорбционное равновесие).

Нарушения гемодинамических показателей сосудистой системы и структуры капиллярной стенки неизбежно приводят к нарушению

обмена веществ. Причиной нарушения гемодинамики могут быть изменения просветов сосудов и реологических свойств крови. Под реологией крови (гемореологией) понимают изучение биофизических особенностей крови как вязкой жидкости. Кровь является неньютоновской жидкостью. Это связано с тем, что она представляет собой суспензию форменных элементов в растворе – плазме. При чём 93% форменных элементов составляют эритроциты, которые представляют собой очень гибкие двояковогнутые диски диаметром $d_{эр} \approx 8 \text{ мкм}$. Важным показателем является отношение объёма эритроцитов ($V_{эр}$) к объёму плазмы ($V_{пл}$), который называется гематокритом. В норме $\frac{V_{эр}}{V_{пл}} \approx 0,4$. С повышением гематокрита вязкость крови возрастает.

Сами эритроциты могут “склеиваться” друг с другом образуя агрегаты, которые называют монетными столбиками. В крупных сосудах (аорте, артерии) эритроциты собираются в агрегаты и в этом случае вязкость крови $\eta = 0,005 \text{ Па}\cdot\text{с}$. В мелких сосудах (мелкие артерии, артериолы) агрегаты распадаются на отдельные эритроциты, тем самым уменьшая вязкость крови. В микрососудах (капиллярах) эритроциты легко деформируются, становясь похожими на купол, и проходят, не разрушаясь, через капилляры даже диаметром 3 мкм. При болезни называемой сфероцитозом эритроциты имеют сферическую форму. При движении таких эритроцитов через капилляры мембраны их растягиваются, и определённый процент эритроцитов разрушается. Уменьшение их количества в крови ведёт к анемии. При анемии вязкость крови уменьшается и составляет 0,002-0,003 Па·с. В связи с уменьшением или увеличением вязкости крови изменяется градиент давления в сосуде, что вызывает изменение капиллярного давления. Эти изменения могут быть причиной нарушения фильтрационно-реабсорбционного равновесия. Одним из патологических проявлений, связанных с нарушением фильтрационно-реабсорбционного равновесия, является возникновение отёков. Они возникают, если слишком много жидкости фильтруется из капилляров в ткань по сравнению с её реабсорбцией.

Как правило, движение крови по сосудам является ламинарным. Однако в ряде случаев возможно возникновение турбулентности. Вихри потока уже изначально существуют, когда кровь выталкивается из желудочка в аорту. У мест разветвления сосудов, а так же при возрастании скорости кровотока (например, при мышечной работе) течение может стать турбулентным и в артериях. Турбулентное течение может возникнуть и в области сужения сосуда, например, при образовании тромба. Оно связано с дополнительной затратой энергии и в кровеносной системе это может привести к дополнительной нагрузке на сердце. Шум, возникающий при турбулентном течении крови, мо-

жет быть использован для диагностики заболеваний. При поражении клапанов сердца возникают так называемые сердечные шумы.

На транкапиллярный обмен может повлиять сужение просветов сосудов или локальное расширение. В процессе старения организма, а так же при определённых заболеваниях (чрезмерном питании, курении, злоупотреблении алкоголем) возникает атеросклероз – утолщение стенок артерии за счёт отложения на их поверхности холестериновых бляшек, что ведёт к сужению просвета артерии.

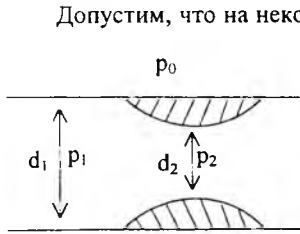


Рис.4

Допустим, что на некотором участке крупной артерии диаметром d_1 возникло сужение диаметром d_2 (рис.4). Течение крови по артерии будет происходить до того момента, пока статическое давление p_2 в месте образования сужения будет превышать наружное давление p_0 (будем считать его приближённо равным атмосферному). При уменьшении сужения до d_{min} под действием внешнего давления p_0 просвет в месте сужения за-

крывается. Кровь из левого желудочка должна будет выбрасываться под большим давлением, чем p_1 , иначе давление в конце сосуда станет ниже нормы, это приведёт к понижению капиллярного давления и нарушению фильтрационно-реабсорбционного равновесия. Сердце будет работать в условиях повышенной нагрузки. Образование тромба в капилляре так же приводит к нарушению линейной зависимости падения давления вдоль капилляра, что может так же привести к нарушению фильтрационно-реабсорбционного равновесия.

Некоторые патологические процессы могут приводить к локальному снижению прочности и упругости кровеносных сосудов. В результате на этом участке возникает взду-

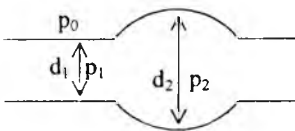


Рис.5

тие сосуда (аневризма) (рис.5). Скорость кровотока ϑ_2 в месте развития аневризмы будет меньше скорости ϑ_1 в недеформированной части. На основании уравнения Бернулли давление p_2 будет больше давления p_1 и больше наружного давления

p_0 . Возникшая аневризма под действием повышенного давления будет иметь тенденцию к расширению. В результате возможен разрыв аневризмы.

Иногда встречается аневризма аорты в месте её разветвления, в котором происходит отражение пульсовых волн. Под действием отражённой пульсовой волны стенки аорты расширяются выше нормы. Причины возникновения аневризмы в этом случае не только в увели-

чении давления в области отражённой волны, но и в изменении механических свойств сосудов с возрастом.

4. Модельные представления процесса кровообращения.

Количественный расчёт гемодинамических явлений упрощается при использовании моделей и аналогий.

Рассмотрим гидродинамическую модель кровеносной системы, предложенную О. Франком. Артериальная часть системы кровообращения моделируется упругим (эластичным) резервуаром (см. рис.6). Так как кровь находится в упругом резервуаре, то её объём в любой момент времени зависит от давления p по соотношению:

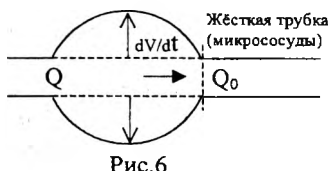


Рис.6

$$V = V_0 + kp, \quad (1)$$

где V_0 – объём резервуара, когда $p=0$; k – коэффициент пропорциональности между давлением и объёмом.

Продифференцировав (1), получим:

$$\frac{dV}{dt} = k \frac{dp}{dt}. \quad (2)$$

Из рис.6 очевидно, что $Q = \frac{dV}{dt} + Q_0$, (3)

где Q – объёмная скорость кровотока, которая поступает в УР из сердца, Q_0 – объёмная скорость крови, которая оттекает в периферическую систему.

На основании уравнения Пуазейля можно записать для периферической части системы: $Q_0 = \frac{p - p_B}{Z}$, где p – давление в УР; p_B – венозное давление, которое можно принять равным нулю. Тогда:

$$Q_0 = \frac{p}{Z}. \quad (4)$$

Объединив (3), (2), и (4), получим:

$$Q = k \frac{dp}{dt} + \frac{p}{Z} \quad \text{или} \quad Qdt = kdp + \frac{p}{Z} dt. \quad (5)$$

Рассмотрим это дифференциальное уравнение для времени диастолы, когда $Q=0$, получим:

$$0 = kdp + \frac{p}{Z} dt \quad \text{или} \quad \frac{dp}{p} = -\frac{dt}{kZ}. \quad (6)$$

Проинтегрировав (6), получим выражение зависимости давления в резервуаре после систолы от времени:

$$p = p_c \cdot e^{-\frac{t}{kZ}}, \quad (7)$$

На основании (4) получим: $Q = Q_c \cdot e^{-\frac{t}{kZ}}, \quad (8)$

где $Q_c = \frac{p_c}{Z}$.

Формула (8) выражает зависимость скорости оттока крови от времени, где Q_c – объёмная скорость оттока крови из УР в конце систолы (начало диастолы). Кривые зависимостей (7) и (8) представляют экспоненты.

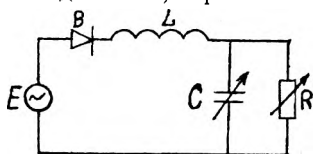


Рис.7

Данная модель грубо описывает реальное явление, однако она проста и верно отражает процесс к концу диастолы.

По аналогии с механической моделью можно построить электрическую модель (рис.7). Сосудистая система сопоставляется с аналоговой электрической цепью, в которой

E – генератор переменного напряжения, моделирующий сердце; B – выпрямитель, аналог клапанов сердца; L – катушка индуктивности, моделирующая инерционные свойства крови; C – конденсатор, моделирующий эластичность сосудов; R – резистор, моделирующий гидравлическое сопротивление. R и C изображены переменными, т.к. и гидравлическое сопротивление, и эластичность сосудов могут меняться. Сила тока в цепи будет аналогом объёмного расхода жидкости Q , а потенциал ϕ будет аналогом давления p .

5. Работа и мощность сердца.

Вызывая движение крови в сосудистой системе, сердце совершает работу, которая превращается в энергию потока крови и расходуется на преодоление вязкости в сосудистой системе.

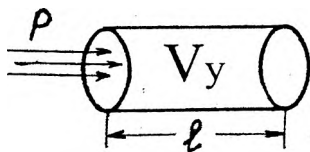


Рис.8

Рассчитаем работу, совершаемую при однократном сокращении левого желудочка. Изобразим V_y – ударный объём крови – в виде цилиндра (рис.8). Можно считать, что сердце проталкивает этот объём по аорте сечением S на расстояние l при среднем давлении p . Совершаемая при этом работа A_1 равна:

$$A_1 = F \cdot l = p \cdot S \cdot l = p \cdot V_y.$$

На сообщение кинетической энергии этому объёму крови затрачена работа A_2 : $A_2 = \frac{m\vartheta^2}{2} = \frac{\rho \cdot V_y \cdot \vartheta^2}{2}$, где ρ – плотность крови, ϑ – скорость крови в аорте.

Таким образом, работа левого желудочка A_L равна:

$$A_L = A_1 + A_2 = pV_y + \frac{\rho \cdot V_y \cdot \vartheta^2}{2}.$$

Давление в правом желудочке примерно в 5 раз меньше, чем в левом, поэтому и работа правого желудочка $A_P = \frac{1}{5} A_L = 0,2A_L$.

Работа всего сердца тогда равна:

$$A = A_L + A_P = A_L + 0,2A_L = 1,2 \left(pV_y + \frac{\rho \cdot V_y \cdot \vartheta^2}{2} \right).$$

Подставив в эту формулу значения $p_{cp} = 13 \cdot 10^3$ Па; $V_y = 60$ мл $= 6 \cdot 10^{-5}$ м³; $\rho = 1,05 \cdot 10^3$ кг/м³; $\vartheta = 0,5$ м/с, получим работу разового сокращения сердца в состоянии покоя ($A \approx 1$ Дж). Если учесть, что продолжительность систолы около $t \approx 0,3$ с, то средняя мощность сердца за время одного сокращения $\bar{N} = \frac{A}{t} = 3,3$ Вт. При физической нагрузке возрастает

систолический объём крови, увеличивается и скорость течения крови в аорте. Работа сердца резко увеличивается, возрастает кинетическая составляющая.

Расчёт, проведенный нами достаточно приближителен, так как мы не учитывали изменение давления крови в процессе её выброса из желудочка. Учёт всех факторов работы сердца в настоящее время ещё не представляется возможным.

6. Физические основы клинического метода измерения давления крови.

Давление крови играет большую роль в диагностике многих заболеваний. Существует прямое измерение давления крови. Оно осуществляется введением катетера непосредственно в кровеносный сосуд или полость сердца. Катетер заполняется изотоническим раствором и передаёт давление крови с вводимого конца на внешний измерительный прибор. Прямая манометрия – практически единственный метод измерения давления в полости сердца и центральных сосудов. Его недостаток очевиден, такое измерение связано с потерей крови и болевыми ощущениями.

Более совершенный бескровный способ измерения давления крови – манжетный – был предложен в 1896г. итальянским врачом Рива

Роччи и усовершенствован в 1905г. русским врачом Н.С. Коротковым. Метод основан на прослушивании шумов, создаваемых пульсовыми волнами.

При измерении давления у человека между плечом и локтем накладывают манжету и накачивают в неё воздух до тех пор, пока в плечевой артерии не прекращается ток крови и не исчезает пульс. Затем воздух из манжета с помощью вентиля понемногу выпускают и давление на артерию ослабевает. Когда давление на артерию станет равным систолическому, кровь начинает проталкиваться через сдавленную артерию и в ней создаётся турбулентный поток, сопровождающийся шумами (тоны Короткова). Эти шумы хорошо прослушиваются через фонендоскоп, капсула которого располагается дистальнее манжеты (на большем расстоянии от сердца), и по манометру регистрируют соответствующее этому моменту систолическое давление. При дальнейшем снижении давления в манжете просвет артерии постепенно восстанавливается до нормального, течение крови становится ламинарным, и шумы прекращаются. Показания манометра в момент исчезновения шумов соответствует диастолическому давлению.

Если мускулатура руки расслаблена, то давление воздуха внутри манжеты, имеющей эластичные стенки, приблизительно равно давлению в мягких тканях, соприкасающихся с манжетой. В этом заключается основная физическая идея бескровного метода измерения давления.

Существуют приборы для измерения давления с ртутными манометрами – сфигмоманометрами и с металлическим мембранным манометром – сфигмотонометр. В некоторых приборах изменения в движении стенок артерии при систолическом и диастолическом давлении (сопровождающиеся возникновением и исчезновением тонов Короткова) определяются с помощью ультразвуковой локации и эффекта Доплера. Для этого под манжету на поверхность тела накладываются – излучатель и приёмник ультразвука. На артерию направляют ультразвуковую волну. Когда давление в манжете станет меньше систолического, артерия разжимается, её стенки начнут двигаться, и при отражении ультразвуковой волны от движущейся стенки возникает эффект Доплера, т.е. изменение частоты ультразвука, воспринимаемого прибором. Когда эффект Доплера исчезает, то давление в манжете соответствует диастолическому давлению.

ЛЕКЦИЯ №10

ТЕРМОДИНАМИКА БИОЛОГИЧЕСКИХ СИСТЕМ.

1. Особенности термодинамического метода изучения биологических систем. Основные понятия термодинамики.

Термодинамикой называется раздел физики, изучающий обмен энергией между системами.

Термодинамика биологических систем – это раздел биофизики, изучающий превращение энергии и ее трансформации в живом организме.

Само существование живого организма и все процессы жизнедеятельности в нем тесно связаны с изменением энергетического баланса в системе “живой организм – среда”. Так обмен веществ сопровождается процессами превращения энергии, т.е. обмен энергии и вещества представляет единый процесс, лежащий в основе жизнедеятельности.

Человек расходует химическую энергию питательных веществ, превращая этот вид энергии в энергию всех рабочих процессов, и выделяет избыточное количество тепла, поэтому термодинамические методы широко используются при изучении процессов жизнедеятельности живых организмов.

В термодинамике вводится понятие системы – это тело или совокупность тел, условно выделенных от окружающего пространства для более удобного рассмотрения процессов, протекающих в ней. Причем микроскопическое строение системы не принимается в расчет.

Состояние системы характеризуется параметрами. Такими параметрами состояния могут быть: T – температура, P – давление, V – объем, m – масса, U – внутренняя энергия, C – концентрация, S – энтропия и т.д. Если параметры системы при взаимодействии ее с окружающими телами не изменяются с течением времени, то состояние системы называется стационарным.

По сравнению с живыми организмами, системы, рассматриваемые в технической термодинамике, относительно просты. Они состоят из немногих веществ, реагирующих между собой в соответствии с известными химическими уравнениями, причем условия протекания реакции полностью определяются указанными выше параметрами.

Живой организм – это термодинамическая система, состоящая из многочисленных компонентов, свойства и способы взаимодействия которых, вообще говоря, неизвестны. Кроме того, в биологической термодинамической системе начальные значения параметров, не полностью определяют ее состояние.

В термодинамике системы разделяются на три вида:

1. Изолированная система – это система, которая не обменивается с окружающей средой ни массой, ни энергией (сосуд Дюара). Изолированная система со временем переходит в состояние термодинамического равновесия. В этом состоянии, как и в стационарном, параметры системы сохраняются неизменными. Переход системы из одного равновесного состояния в другое равновесное состояние называется термодинамическим процессом.

2. Закрытая система – это система, которая обменивается с окружающей средой только энергией (любое тело, отдающее теплоту окружающей среде или принимающее ее из среды).

3. Открытая система – это система, которая может обмениваться с другими системами и массой, и энергией.

С точки зрения термодинамики живые организмы относятся к открытым системам, так как их специфической особенностью является обмен веществ и энергией с окружающей средой. Но рассматривать живой организм только как открытую систему не совсем правомерно, так как он отличается от других открытых систем тремя основными признаками:

1. Живые организмы являются особой формой существования белковых тел.

2. Они способны к самовоспроизведению.

3. Они способны к саморазвитию.

Именно эти биологические особенности развития и функционирования живого организма определяют в конечном итоге замечательную организацию и строгую закономерность сочетания и чередования разнообразных и многочисленных реакций обмена веществ для организма.

И не смотря на всю сложность биологических систем, энергетические процессы, происходящие в живых организмах, так как и в неживых системах, подчиняются общим законам термодинамики. На основании этих законов можно:

1. Предусмотреть, возможен ли данный процесс, и в каком направлении он будет развиваться.

2. Рассчитать энергетические превращения в живом организме, отдельных его системах и органах в покое и при совершении работы.

3. Определить КПД процессов жизнедеятельности и энергии связи биологических соединений.

Термодинамика исходит из двух основных законов: I-го и II-го начал термодинамики.

2. Первое начало термодинамики.

Изучая физические закономерности, лежащие в основе физиологических процессов живого организма на любом уровне его развития, биологическая термодинамика исходит из I-го начала термодинамики, которое является выражением закона сохранения энергии.

Первое начало термодинамики, обоснованное Ломоносовым, Майером, Гессом, Джоулем, Гельмгольцем является эмпирическим законом, теоретическим обобщением огромного количества экспериментов и наблюдений и поэтому не требует доказательств.

Для тепловых процессов первое начало термодинамики формулируется следующим образом. Количество теплоты, переданное системе, идет на изменение внутренней энергии системы и совершение системой работы:

$$Q = \Delta U + A.$$

Под внутренней энергией системы понимают сумму кинетической и потенциальной энергий частиц, из которых состоит система. Внутренняя энергия является функцией состояния системы и для данного состояния является вполне определенной величиной. ΔU – есть разность двух значений внутренней энергии, соответствующих конечному и начальному состоянию: $\Delta U = U_2 - U_1$. Количество теплоты и работа являются функциями процесса, а не состояния.

Если система, получая бесконечно малое количество теплоты dQ , претерпевает бесконечно малое изменение внутренней энергии dU , то и совершаемая ею работа будет бесконечно малой – dA .

Тогда первое начало термодинамики можно записать в дифференциальном виде: $dQ = dU + dA$. Величины Q , A , ΔU , dQ , dA , dU могут быть как положительными, так и отрицательными. Условились считать количество теплоты положительным, когда оно подводится к системе и работу – положительной, когда она совершается против внешних сил.

Работа и тепло – два способа превращения энергии. Об изменении внутренней энергии системы можно судить по количеству совершенной работы и по количеству выделенного тепла. В живом организме работа не может совершаться за счет притока тепла извне, она совершается за счет изменения внутренней энергии при различного рода биохимических процессах, т.е. живой организм не может работать по принципу тепловой машины.

Наиболее общим свойством живой материи является свойство тепловыделения. Тепловыделение свойственно всем метаболизирующим клеткам.

В организме при окислении пищевых веществ до конечных продуктов образуется энергия, которая переходит в работу, зат-

рачиваемую на поддержание жизнедеятельности и синтетические процессы. Вся эта работа в итоге переходит в тепло, выделяемое организмом. Эта теплота условно называется первичной теплотой. Около 50% энергии, возникающей при окислительных процессах, запасается в макроэнергетических связях (АТФ). При разрыве этих связей освобождается энергия, которая расходуется на выполнение любой работы, которая в конечном итоге также переходит в тепло. Эта теплота, выделяемая при разрыве макроэнергетических связей, запасенных ранее в организме и реализуемых при активной работе, условно называется вторичной теплотой. Из всего сказанного следует, что обмен веществ в живом организме неразрывно связан с процессами превращения энергии. Следовательно, первый закон термодинамики полностью применим к биологическим системам.

3. Второе начало термодинамики.

Первое начало термодинамики позволяет определить количественные соотношения между различными формами энергии, которые принимают участие в данном процессе, но ничего не говорит о возможности протекания данного процесса и о направлении, в котором он будет развиваться. Ответ на эти вопросы дает второе начало термодинамики, которое справедливо только для изолированных систем и устанавливает закономерности перехода какого-либо вида энергии в работу или в другие виды энергии и показывает направление протекания процессов в природе и этим самым позволяет давать оценку работоспособности различных систем.

Существует несколько формулировок второго закона (начала) термодинамики:

1. Теплота сама собой не может переходить от тела с меньшей температурой к телу с большей температурой (Клаузиус). Следствием этого положения является утверждение, что самопроизвольно могут протекать лишь процессы, связанные с переходом энергии от более высокого уровня к более низкому, т.е. по градиенту.

2. Невозможен такой периодический процесс, единственным результатом которого было бы превращение теплоты в работу вследствие охлаждения одного тела (Томсон).

Второе начало термодинамики заключается в том, что все процессы превращения протекают с рассеиванием некоторой части энергии в виде тепла. Самые различные виды энергии всегда могут полностью переходить в тепло, но обратное превращение в энергию рабочих процессов не может быть осуществлено полностью. Оно позволяет давать оценку термодинамическим системам не только с точки зрения их общего запаса энергии, но и с точки зрения качества, ценности

этой энергии в смысле возможности получить работу. Для характеристики степени "полезности" теплоты, а также для количественной оценки неизбежных потерь при преобразовании теплоты, содержащейся в данной системе, в работу или другие виды энергии, используют величину, которая называется энтропией S . Изменение энтропии равно: $dS = \frac{dQ}{T}$.

Превращение различных видов энергии в теплоту является своеобразным обесцениванием энергии. Но и тепло имеет различную ценность в зависимости от температурных условий, так, например, понижение температуры системы при переходе некоторого количества тепла в работу сопровождается обесцениванием остальной, не подвергавшейся превращению теплоты. В связи с этим, Клаузиусом и было введено понятие энтропии. Понятие энтропии используется для характеристики обратимых и необратимых, но близких к обратимым (например, изотермических), процессов, приводящих систему к тому же конечному состоянию. Введя понятие энтропии, второе начало термодинамики можно сформулировать следующим образом:

Все реальные процессы изменения состояния в изолированной системе протекают с увеличением энтропии:

$$dS = \frac{dQ}{T_2} - \frac{dQ}{T_1} > 0.$$

В то же время изменение энтропии определяет обратимость или необратимость процессов, протекающих в изолированной системе. Для обратимых процессов, т.е. таких процессов, когда переход системы в первоначальное состояние не требует дополнительной энергии извне (при обратимых процессах возвращение системы в исходное состояние происходит без каких-либо изменений в окружающей среде): $S_{\text{обр}} = \text{const}$ и $\Delta S_{\text{обр}} = 0$.

В живых организмах источником работы является химическая энергия, которая переходит в работу и теплоту. Тепло рассеивается и этот процесс полностью необратим.

Все реальные термодинамические процессы, связаны с потерей энергии и являются необратимыми, следовательно, протекают с увеличением энтропии: $\Delta S_{\text{необр}} > 0$.

Для таких процессов обратный переход системы в исходное состояние связан с необходимостью затраты энергии извне. Среда при этом получает тепло и отдает какую-либо энергию более упорядоченного типа. Таким образом, обратимые процессы характеризуются отсутствием перехода энергии в тепло, а необратимые протекают с рассеиванием части энергии в тепло. Строго обратимых процессов в природе нет. Обратимый процесс представляет собой крайний случай,

к которому можно приблизиться, но достигнуть которого никогда не удастся.

Если в качестве меры необратимости процессов протекающих в системе применять энтропию S , являющуюся параметром состояния системы, то, по Больцману, можно на основании вероятностных соображений следующим образом математически сформулировать связь между энтропией S и термодинамической вероятностью системы:

$$S = k \ln \omega$$

т.е. энтропия, кроме того, что она служит мерой рассеивания энергии, является мерой вероятности состояния системы, т.е. имеет статистический характер.

Термодинамическая вероятность ω представляет собой количество микросостояний, возможных в пределах данного макросостояния. Если математическая вероятность никогда не превышает единицы, то термодинамическая вероятность выражается обычно огромным числом, так как равняется числу всех перегруппировок элементов системы в данном состоянии.

Согласно 2 закону термодинамики, самопроизвольные необратимые процессы приводят к увеличению энтропии системы. А увеличение энтропии означает увеличение термодинамической и, следовательно, математической вероятности состояния системы. Таким образом, самопроизвольные процессы приводят к установлению наиболее вероятного состояния системы, при котором энтропия максимальна.

Так, для газа наиболее вероятным состоянием является состояние с наиболее беспорядочным распределением частиц, что соответствует максимуму энтропии.

Пример:

Идеально изолированная термодинамическая система состоит из двух сосудов А и В, заполненных одним и тем же газом. Концентрация $C_A > C_B$ при одинаковой температуре во всех точках системы.

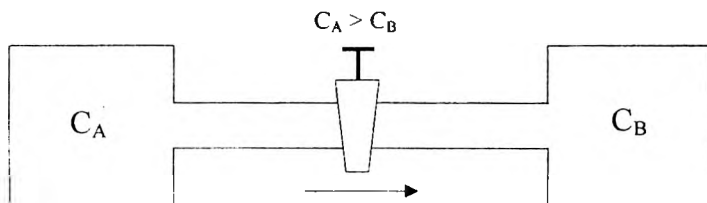


Рис.1

Если открыть кран К, то газ из сосуда А начнет перемещаться самопроизвольно в сосуд В, концентрация молекул его станет равномерной по всему объему этих сосудов. Суммарные энергетические ресурсы этой системы двух сосудов остались неизменными. Но вместе с тем, в системе произошли существенные изменения с точки зрения второго начала термодинамики. Начальное состояние системы являлось термодинамически неравновесным. Это состояние не могло самопроизвольно поддерживаться без затраты внешней работы. Вместе с тем, оно характеризовалось определенной упорядоченностью в распределении молекул, известной организацией (большая плотность газа в сосуде А и меньшая в – В). Второе состояние, установившееся после выравнивания концентраций, определяется как термодинамическое равновесие. Обратный процесс, при котором газ из состояния равномерного распределения перейдет в описанное выше состояние (неравномерное) крайне маловероятен, т.е. практически никогда не будет происходить. Система, не смотря на неизменность энергетических запасов, пришла в такое состояние, при котором ее работоспособность оказалась сниженной. Состояние равномерного распределения является наиболее вероятным и поэтому энтропия при нем достигает максимума (S_{\max}).

Всякое колебание плотности будет означать уменьшение энтропии. Однако, процессы, связанные с уменьшением энтропии, в высшей степени маловероятны, или, иными словами, исходя из статистической интерпретации второго начала термодинамики, можно утверждать, что степень упорядоченности системы либо остается постоянной, либо уменьшается.

Но как раз у биологических объектов мы встречаемся с тем что, например, в организме питательные вещества, находящиеся на относительно низком энергетическом уровне, превращаются в вещества с более высоким содержанием энергии и более высокой степеней упорядоченности. На первый взгляд кажется, что это противоречит второму началу термодинамики. Но второй закон справедлив только для изолированных систем. Биологические системы постоянно обмениваются веществом и энергией с окружающей средой и к изолированным системам не относятся, поэтому применение второго начала термодинамики к живым системам оспаривалось некоторыми учеными. Однако большинство исследователей приходят к выводу, что рассмотрение жизненных процессов с точки зрения этого принципа является весьма плодотворным.

4. Связь между свободной, связанной энергией и энтропией.

Изменение энтропии в процессе реакции не всегда легко измерить и вычислить. Однако это изменение можно количественно связать с изменением общей энергии системы через 3-ю функцию (свободную энергию) посредством уравнения, объединяющего I и II начала термодинамики.

В изотермических условиях ($T = \text{const}$) работа процесса соответствует разности между внутренней энергией системы и той частью внутренней энергии, которая не может быть превращена в работу и называется связанной энергией: $A = U - TS$, член A означает совершенную работу и называется свободной энергией (F): $F = U - TS$, F - свободная энергия Гельмгольца ($T = \text{const}$).

Из этого уравнения следует, что $U = F + TS$ т.е. внутренняя энергия U системы равна сумме свободной энергии U и связанной энергии TS .

Свободная энергия – это та часть внутренней энергии системы, которая может быть использована для совершения работы.

Связанная энергия – та часть внутренней энергии, которая не используется для совершения работы, а бесполезно рассеивается в виде тепла. Связанная энергия определяется энтропией если процесс идет при $T = \text{const}$. Чем больше энтропия, тем больше количество связанной энергии, а чем больше в системе связанной энергии, тем интенсивнее рассеивание энергии в тепло и тем больше необратимым является процесс. Таким образом, энтропия – это мера рассеивания, деградации энергии, а также мера необратимости процесса.

Максимальная работа при изотермическом обратимом процессе будет равна изменению свободной энергии:

$$A_{\text{max}} = dF.$$

При обратимом процессе система производит на каждом его этапе такую же внешнюю работу, которую нужно затратить, чтобы вернуть ее в исходное состояние. При необратимом процессе часть свободной энергии рассеивается в тепло и совершенная работа бывает меньше, чем уменьшение свободной энергии, затраченной на эту работу. Отношение произведенной работы к изменению свободной энергии, израсходованной на эту работу, называется коэффициентом полезного действия (КПД):

$$\eta = \frac{A}{dF} \leq 1.$$

Биофизические и биохимические процессы, протекающие в живых организмах, с точки зрения термодинамики являются необратимыми, их КПД меньше единицы, для обратимых процессов он равен единице.

5. Основы теории открытых систем. Отличия стационарного состояния от термодинамического равновесия.

В течение длительного время считали, что второй закон термодинамики неприменим к биологическим системам, т.к. согласно этому закону в системах могут происходить лишь процессы, связанные с рассеиванием энергии с уменьшением свободной энергии, с уменьшением градиентов. В конечном итоге эти процессы приводят к установлению термодинамического равновесия. В организме, однако, происходят как градиентные процессы (пассивный транспорт веществ), так и противоградиентные процессы (активный транспорт веществ). Работоспособность биологических систем также не уменьшается со временем, т.е. с точки зрения классической термодинамики жизнь — это невероятное состояние. Все процессы в системе должны приближаться к термодинамическому равновесию, что применительно к живым организмам означает приближение к смерти. Но все это только кажущееся несоответствие, так как организм человека и другие живые организмы являются открытыми системами, а законы термодинамики были разработаны для изолированных систем. В связи с этим термодинамика живых организмов может быть рассмотрена как термодинамика открытых систем. Теория открытых систем была разработана Колосовским, Де Донде, И. Пригожиным. Открытая система обменивается с окружающей средой и веществом и энергией, поэтому общее изменение свободной энергии dF и энтропии dS в такой системе разделяется на две части: dF_i и dS_i – обусловленные процессами, протекающими внутри системы; dF_e и dS_e , обусловленные взаимодействием с окружающей средой:

$$\begin{aligned} dF &= dF_i + dF_e \\ dS &= dS_i + dS_e \end{aligned} \quad (1)$$

Многие ученые используют понятие отрицательная энтропия, или НЕГЭНТРОПИЯ, считая при этом, что в организме постоянно производится положительная энтропия, а из окружающей среды в организм постоянно поступает отрицательная энтропия. Следует отметить, что отрицательная энтропия понятие условное, под которым следует понимать не запас упорядоченности, а свободную энергию, поступающую с пищей. Так как все биохимические и биофизические процессы в организме являются необратимыми, то $dF_i < 0$, а $dS_i > 0$. При наличии биосинтеза в организме может наблюдаться местное уменьшение энтропии и увеличение свободной энергии, но это происходит лишь за счет увеличения S и уменьшения F в другой части организма. Причем подобные процессы носят локальный характер. Таким образом, эта оговорка не изменяет общего правила, согласно которому

протекание суммарного процесса в организме сопровождается уменьшением F и увеличением S . Восполнение свободной энергии происходит за счет поступления в организм питательных веществ, а выведение энтропии осуществляется за счет выведения конечных продуктов обмена и теплоты. Энтропия в организме может оставаться постоянной величиной, может увеличиваться и может даже уменьшаться, однако во всех случаях энтропия системы "организм – среда" возрастает, что находится в полном соответствии со вторым законом термодинамики.

Уравнение (1) можно записать в следующем виде:

$$\frac{dS}{dt} = \frac{dS_i}{dt} + \frac{dS_e}{dt} \quad (2)$$

Это уравнение является математическим выражением 2-го закона термодинамики для живых организмов, т.е. скорость изменения энтропии в организме равна алгебраической сумме скорости производства энтропии внутри организма и скорости поступления отрицательной энтропии из среды в организм.

Определенные соотношения скоростей химических процессов обуславливает такое состояние живого организма, при котором различные физико-химические показатели и различные градиенты остаются на одном уровне. Иначе говоря, живые организмы обладают известной устойчивостью. Поэтому для нас важно такое состояние системы, когда скорость производства энтропии равна скорости поступления отрицательной энтропии из среды в систему $\frac{dS_i}{dt} = -\frac{dS_e}{dt}$ и то-

гда
$$\frac{dS}{dt} = \frac{dS_i}{dt} + \frac{dS_e}{dt} = 0, \quad (3)$$

т.е. общее изменение энтропии системы равно нулю.

Состояние системы, при которой параметры ее со временем не изменяются, но происходит обмен веществом и энергией с окружающей средой, называется стационарным. Уравнение (3) является уравнением стационарного состояния. Сходство термодинамического равновесия и стационарного состояния заключается в том, что параметры, как в том, так и в другом случае, не меняются во времени. Но постоянство параметров при стационарном состоянии достигается не в результате отсутствия всяких направленных процессов, как при термодинамическом равновесии, а в результате того, что скорость и направленность этих процессов постоянны и взаимоуравновешены. По существу гомостаз – это стационарное состояние организма. Стационарное состояние присуще не только организму в целом, но и отдельным его клеткам.

Вследствие необратимости процессов в организме скорость производства энтропии внутри него больше нуля:

$$\frac{dS_i}{dt} > 0.$$

Пригожин на основе изучения открытых систем сформулировал основное свойство стационарного состояния: в стационарном состоянии скорость возрастания энтропии, обусловленной протеканием необратимых процессов, имеет положительное и минимальное из возможных значений.

Это положение получило название теоремы Пригожина, так как энтропия является мерой рассеивания свободной энергии, но при стационарном состоянии рассеивание свободной энергии бывает минимальным. Система для поддержания стационарного состояния требует минимального из всех возможных значений притока свободной энергии. Организм стремится работать на наиболее выгодном энергетическом уровне.

Стремление энтропии к минимальной величине ведет к тому, что при любом отклонении от стационарного состояния в системе наступают такие внутренние изменения, которые будут стремиться вернуть ее к минимуму производства энтропии и приближать систему вновь к стационарному состоянию. Система самонастраивается на наиболее выгодный, устойчивый термодинамический режим функционирования. Это свойство системы называется аутостабилизацией. Например, повышение температуры внешней среды действует на механизмы терморегуляции и приводит к уменьшению организмом теплопродукции и к увеличению теплоотдачи. Стационарное состояние поддерживается в организме на основе обратной связи. Воздействие внешних факторов может изменить уровень стационарного состояния, однако эти изменения должны лежать в пределах физиологических норм, которые обусловлены совершенством ауторегулирующих механизмов их возможностями. Если ауторегулирующие механизмы способны поддерживать стационарное состояние биологической системы, при данном изменении внешних условий, то организм адаптируется к этим условиям, в противном случае в организме могут произойти патологические изменения, а возможно и его гибель.

6. Термометрия и калориметрия.

Точное измерение температуры является неотъемлемой частью биологических исследований и медицинской диагностики. Температурный интервал окружающей среды, в которой могут находиться биологические системы, сохраняя свою жизнеспособность, вполне

определенный. Диапазон температур самих живых организмов в состоянии их активной деятельности является совсем незначительным.

Методы получения и измерения температур в широком диапазоне весьма разнообразны. Раздел прикладной физики, изучающий методы измерения температур тел и связанные с этим вопросы, называется термометрией.

Температура не может быть измерена непосредственно. Для ее определения необходимо установить температурную шкалу, т.е. выбрать определенное термометрическое вещество и его свойство, зависящее от температуры, условится о начальной точке отсчета и единице измерения температуры. Для температурной шкалы обычно выбирают две основные температуры (реперные точки), соответствующие фазовым переходам, например, плавлению льда и кипению воды при определенных внешних условиях. Участок шкалы между этими точками называют основным интервалом, за единицу температуры берут его определенную долю. Например, 1°C составляет 0,01 основного интервала.

Можно построить большое количество шкал, различающихся по термодинамическому свойству или веществу, так как ни одно из свойств не зависит от температуры строго линейно и определяется природой вещества. Независимая от свойств и вещества шкала построена на основе второго начала термодинамики и названа термодинамической шкалой температур. За ее реперную точку принята температура тройной точки воды 273,16 К. Тройная точка воды – это температура, при которой тающий лед, вода и насыщенный пар, давление которого при этом составляет 0,006 атм, находятся в равновесии.

Единицей термодинамической шкалы является Кельвин (К) - $\frac{1}{273,16}$ термодинамической температуры тройной точки воды, т.е. Кельвин равен $\frac{1}{273,16}$ температурного интервала между 0К и тройной точкой воды.

Любая эмпирическая шкала приводится к термодинамической посредством введения поправок, учитывающих зависимость термометрического свойства данного вещества от температуры. Разнообразие методов измерения температуры связано с большим количеством термодинамических веществ и свойств, используемых при этом.

Для измерения температуры служат термометры, основанные на различных явлениях, например, теплового расширения тел, изменения их электрического сопротивления, термоэлектрических явлениях и т.д. Необходимое условие измерения температуры – тепловое равновесие чувствительного элемента термометра и тела, температуру ко-

торого определяют. В зависимости от измеряемых интервалов температур наиболее распространенными термометрами являются жидкостные, газовые, термометры сопротивления, термопары как термометры и как пирометры (регистрируют интенсивность излучения тела, температуру которого измеряют).

В медицинской практике используют ртутные термометры, указывающие максимальную температуру и называемые максимальными.

Для измерения количества теплоты, выделяемого или поглощаемого телом в различных биологических, физических, химических процессах, применяется целый ряд методов, совокупность которых называется калориметрией. Методами калориметрии измеряют теплоемкость тел, теплоту фазовых переходов, растворения, смачивания, адсорбции, теплоту, сопровождающую химические реакции, энергию излучения, радиоактивного распада. Эти измерения проводятся с помощью калориметров, которые разделяются на два основных типа: приборы, в которых количество теплоты определяется по изменению их температуры и приборы, у которых $T = \text{const}$, а количество теплоты определяется по количеству вещества перешедшего в другое фазовое состояние.

Для калориметров первого типа, которых большинство, количество теплоты, полученное системой калориметр – исследуемое тело, определяется по формуле: $Q = c\Delta T$, где c – удельная теплоемкость калориметрической системы; ΔT – изменение ее температуры. Для определения ΔT , измеренного на опыте, должна быть внесена поправка, учитывающая теплообмен с окружающей средой. В этом отношении все калориметры можно разделить на калориметры с изотермической и адиабатической оболочками, содержащие регуляторы температуры. Калориметры могут быть использованы и в качестве термостатов.

7. Гипертермия и гипотермия.

При нарушении теплового баланса между организмом и окружающей средой может наблюдаться гипертермия (от греч. *hyper* – сверх и *teme* – тепло) – перегревание организма человека вследствие нарушения соотношения между теплопродукцией и теплоотдачей. При температуре тела $41 - 42^\circ\text{C}$ может наступить тепловой удар.

Искусственную гипертермию используют в медицине для местного нагревания при лечении некоторых заболеваний. При этом для наружного воздействия используются различные нагретые среды. Используемые среды должны обладать определенными физическими свойствами и в течение определенного времени обеспечивать нужный эффект. Основное требование – это большая удельная теплоемкость

(вода, грязи) или удельная теплота фазового превращения (парафин, озокерит). Среда, накладываемая на кожу, не должна создавать болезненных ощущений. Это ограничивает температуру таких сред. Например, вода, применяемая для лечения, имеет температуру 45°C, торф и грязи – до 50°C. Парафин нагревают до 60 - 70°C, так как он обладает небольшой теплопроводностью, поверхностная его часть, прилегающая к телу, быстро остывает, отвердевает и задерживает приток температуры от остальной его части.

Охлаждение, понижение температуры тела теплотворных животных и человека вследствие теплоотдачи, превосходящей теплопродукцию, называют гипотермией (от греч. *hupo* – под, внизу). Такое состояние приводит к снижению жизнедеятельности организма, повышает устойчивость его к кислородному голоданию. Как лечебный метод применяют искусственную гипотермию как местную (при кровотечении, травмах воспалении), так и общую (при операциях, требующих временной остановки кровообращения).

В качестве охлаждающей среды, используемой для лечения, применяют лед. При низких температурах осуществляют консервацию отдельных органов и тканей в связи с трансплантацией.

Криогенный метод (от греч. *kryos* – холод, мороз, лед) разрушения ткани при замораживании и размораживании используется для удаления миндалин, бородавок и т.п. Для этих целей используются специальные криогенные аппараты и криозонды.

С помощью холода, обладающего анестезирующим действием, можно уничтожить в головном мозгу человека клетки ядер, ответственных за некоторые нервные заболевания, например, паркинсонизм.

В микрохирургии используется “примерзание” влажных тканей к холодному металлическому инструменту для захвата и переноса этих тканей.

ЛЕКЦИЯ №11

ЭЛЕКТРИЧЕСКИЙ ДИПОЛЬ. ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ.

1. Основные характеристики электрического поля.

Электрическое поле есть разновидность материи, посредством которой осуществляется силовое воздействие на электрические заряды, находящиеся в этом поле.

Характеристики электрического поля, которое генерируется биологическими структурами, являются источником информации о состоянии организма.

Все тела в природе способны электризоваться, т.е. приобретать электрический заряд. Всякий процесс заряжения сводится к разделению зарядов, при котором на одном теле (или части тела) появляется избыток положительных зарядов, а на другом (или другой части тела) – избыток отрицательных зарядов. Общее количество зарядов обоих знаков, содержащихся в телах, не изменяется.

Единицей заряда является кулон (Кл), $1\text{Кл}=1\text{А}\cdot\text{с}$.

Силовой характеристикой электрического поля является напряжённость E , равная отношению силы, действующей в данной точке поля на пробный заряд, к величине этого заряда:
$$\vec{E} = \frac{\vec{F}}{q}. \quad (1)$$

Напряжённость – вектор, направление которого совпадает с направлением силы, действующей в данной точке поля на положительный точечный заряд. Размерность её $[E]=\text{Н/Кл}$ или В/м .

Графически электростатическое поле изображают с помощью линий напряжённости (силовых линий) – это линии, касательные к которым в каждой точке совпадают с направлением вектора \vec{E} . Напряжённость поля точечного заряда в вакууме в скалярной форме определяется по формуле:

$$E = \frac{|q|}{4\pi r^2 \epsilon_0}. \quad (2)$$

Энергетической характеристикой электрического поля служит потенциал (U). На практике чаще пользуются понятием разности потенциалов между точками 1 и 2, которую называют электрическим напряжением: $U = \varphi_1 - \varphi_2$.

Разность потенциалов двух точек поля равна отношению работы сил поля по перемещению точечного положительного заряда из одной точки поля в другую к величине этого заряда:
$$U = \varphi_1 - \varphi_2 = \frac{A}{q}.$$

Потенциал в данной точке поля равен работе, которую совершают силы поля при перемещении единичного положительного заряда из данной точки в бесконечность (или в точку, где потенциал поля принимается равным нулю).

Потенциал любой точки поля в вакууме для точечного заряда определяется по формуле:

$$\varphi = \pm \frac{q}{4\pi\epsilon_0 r}, \quad (3)$$

где знак (+) относится к случаю положительного заряда, а знак (-) – к случаю отрицательного заряда.

Единицу потенциала называют вольт (В), $1В = \frac{1Дж}{1Кл}$.

Поверхность, во всех точках которой потенциал одинаков, называется эквипотенциальной. Силовые линии электрического поля и эквипотенциальные поверхности взаимно перпендикулярны. Между потенциалом и напряжённостью в данной точке поля существует зависимость:

$$E = -\frac{d\varphi}{dl}, \quad (4)$$

где $d\varphi$ – изменение потенциала: $d\varphi = \varphi_2 - \varphi_1$, dl – малый отрезок пути из данной точки, вдоль линии напряжённости. Знак минус обусловлен тем, что напряжённость поля направлена в сторону убывания потенциала.

2. Электрический диполь. Диполь в электрическом поле.

Электрическим диполем называют систему, состоящую из двух равных, но противоположных по знаку точечных зарядов (рис.1), центры которых находятся на некотором расстоянии l . Главной характеристикой диполя является дипольный момент P , равный произведению любого из зарядов на расстояние l (плечо). Единицей момента диполя является величина (Кулон · метр): $P=q \cdot l$. Дипольный момент – это вектор, направленный от отрицательного заряда к положительному.

Диполем могут быть полярные молекулы белков, если центры положительного и отрицательного зарядов находятся на некотором расстоянии l (рис.2). Диполями бывают молекулы аминокислот, а также воды (рис.3) и других веществ, входящих в состав тканей организма человека.

В сложных белковых молекулах каждая связь может иметь свой дипольный момент. Поэтому дипольный момент P_M сложной молекулы будет равен сумме дипольных моментов отдельных связей:

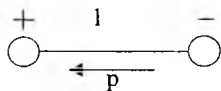


Рис.1

$$P_M = \sum_{i=1}^n P_i.$$

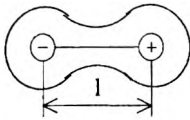


Рис.2

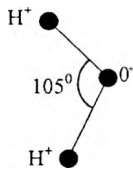


Рис.3

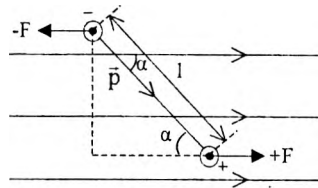


Рис.4

При помещении диполя в постоянное электрическое поле напряжённостью E (рис.4), на диполь будет действовать пара сил: $+F=q \cdot E$ и $-F=-q \cdot E$, стремящихся установить диполь по полю. Явление ориентации диполей по полю получило название поляризации. Момент пары сил будет равен (как видно из рис.4): $M = q \cdot E \cdot l \cdot \sin \alpha$, в векторной форме: $\vec{M} = \vec{p} \times \vec{E}$.

Если диполи поместить в переменное электрическое поле, то они будут поворачиваться около положения равновесия в такт изменению поля. На такие повороты диполей будет затрачиваться некоторая энергия или мощность переменного электрического поля, которая будет выделяться в виде тепла внутри среды, состоящей из диполей.

Дипольные молекулы тканей организма человека также совершают повороты в переменном электрическом поле. Поэтому в тканях будет выделяться некоторое количество теплоты. Это явление нашло применение при физиотерапии полем УВЧ.

3. Электрическое поле диполя.

Диполь представляет собой систему двух разноимённых зарядов и создаёт электрическое поле в окружающем его пространстве. Найдём выражение для напряжённости и потенциала этого поля вначале на оси диполя, а затем в любой точке пространства вокруг диполя:

а) пусть нам необходимо найти величину напряжённости поля в точке A на оси диполя (рис.5). Поскольку l мало, то $r_+ \gg l$, $r_- \gg l$ а, следовательно, $r_+ \approx r_- \approx r$. Поле в точке A будет создано зарядами q_+ и q_- . Поэтому

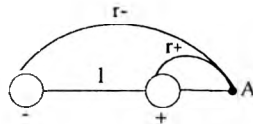


Рис.5

$$E_A = E_+ + E_- = \frac{q_+}{r_+^2} - \frac{q_-}{r_-^2} = \frac{q(r_-^2 - r_+^2)}{r_+^2 \cdot r_-^2} = \frac{q(r_- + r_+)(r_- - r_+)}{r^4} = \frac{2ql}{r^3} = \frac{2P}{r^3}. \quad (5)$$

Или $E_A = \frac{2P}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r^3}$ в системе СИ.

Для величины потенциала поля получим выражение:

$$U_A = E_A \cdot r = \frac{2P}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r^2}, \quad (6)$$

где величина $\epsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12}$ Ф/м – электрическая постоянная.

б) в большинстве случаев приходится находить потенциал не на оси, а в любой точке пространства. Пусть нам необходимо найти потенциал в точке А, удалённой от зарядов соответственно на расстояние r_+ и r_- (рис.6). В этом случае, как и напряженность, потенциал создаётся обоими зарядами и его можно найти по формуле:

$$U_A = q \left(\frac{1}{r_+} - \frac{1}{r_-} \right) = \frac{q(r_- - r_+)}{r_+ \cdot r_-} = \frac{q \cdot l \cdot \cos \alpha}{r^2} = \frac{P \cdot \cos \alpha}{r^2}$$

$$(r_+ \gg l; r_- \gg l; r_- - r_+ \approx l \cdot \cos \alpha).$$

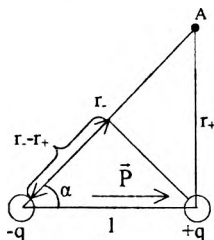


Рис.6

Или в СИ:
$$U_A = \frac{P \cdot \cos \alpha}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r^2}. \quad (7)$$

Используя формулу (7) можно найти разность потенциалов двух равноотстоящих точек А и В:

$$U_A - U_B = \frac{P}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r^2} (\cos \alpha_A - \cos \alpha_B). \quad (8)$$

Итак, по формуле (7) мы можем найти потенциал в любой точке пространства, окружающего диполь, а по формуле (8) найдём разность потенциалов в двух точках. Следует отметить, что сердце человека также представляет диполь, создающий в окружающем его пространстве электрическое поле и, соответственно, некоторую разность потенциалов.

4. Понятие о дипольном электрическом генераторе (токовом диполе).

При изучении механизма возникновения электрической активности органов и тканей их представляют в виде эквивалентного электрического генератора, являющегося источником электрического поля. Эквивалентный электрический генератор – это модельная физическая система. Почти во всех существующих физических моделях электрическую активность органов и тканей сводят к определённой совокупности токовых электрических генераторов, находящихся в объёмной

токопроводящей среде. Эквивалентная схема токового генератора в проводящей среде представлена на рис.7. В этой схеме E – ЭДС источника; резистор R является эквивалентным сопротивлением проводящей среды. Сопротивление r – это внутреннее сопротивление токового генератора. Сопротивление r во много раз превышает сопротивление R проводящей среды ($r \gg R$).

По закону Ома $I = I_0 = \frac{E}{(R + r)}$, где I_0 и I сила тока в генераторе и суммарного тока в среде.

Но так как $r \gg R$, то $I = I_0 = \frac{E}{r}$. Из последней

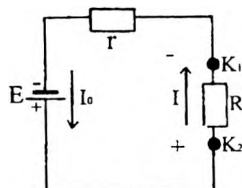


Рис.7

формулы можно сделать вывод, что сила тока во внешней среде будет оставаться постоянной, т.к. ток не зависит от R – сопротивления внешней среды.

В схеме, приведённой на рис.7 клеммы K_1 и K_2 источника напряжения можно представить как диполь, т.е. эквивалентный электрический генератор – это токовый электрический диполь или система, состоящая из положительного полюса (источка электрического тока) и отрицательного полюса (стока), расположенных на небольшом расстоянии друг от друга. Пространственная структура электрического поля, создаваемая таким генератором (токовым диполем) во внешней среде, определяется положением его полюсов.

Важнейшим параметром токового электрического диполя является токовый дипольный момент $\vec{D} = I \cdot \vec{l}$, который является векторной величиной. В приведённой формуле I – ток в диполе (равный суммарному току во внешней среде), l – расстояние между полюсами. Направление вектора дипольного момента принимается от отрицательного полюса к положительному (совпадает с направлением тока внутри диполя).

Сердце человека можно уподобить токовому диполю (рис.8). Ток I_0 внутри диполя-сердца течёт от минуса к плюсу, а во внешней среде от плюса к минусу. Ток I_0 равен суммарному току, протекающему через среду, окружающую диполь. В сердце-диполе отрицательным полюсом будет область мышц, где возникает возбуждение. Эта область синусового узла. Токовый диполь подобно зарядовому диполю создаёт в проводящей среде электрическое поле.

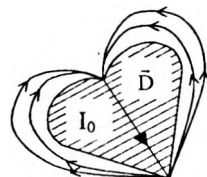


Рис.8

Линии напряжённости электрического поля зарядового диполя одинаковы с линиями напряжённости электрического поля токового диполя (они же совпадают с линиями тока).

Диполи в зависимости от их размера разделяются на два типа: точечные и конечные. Точечным называют диполь, который занимает бесконечно малый объём пространства с $l \rightarrow 0$. Теоретически рассматривают также электрическое поле отдельных полюсов диполя, которые в этом случае называют униполями.

Потенциал поля токового конечного диполя в точке А можно выразить формулой аналогичной формуле (7), если в последней q ($P=q \cdot l$) заменить на I , а $\epsilon \epsilon_0$ на $\frac{1}{\rho}$:

$$U_A = \frac{D \cdot \rho}{4\pi r^2} \cdot \cos \alpha_A, \quad (9)$$

где α – это угол между направлением регистрации потенциала и направлением вектора дипольного момента (\vec{D}). Разность потенциалов между двумя точками А и В:

$$\Delta U = U_A - U_B = \frac{D \cdot \rho}{4\pi r^2} \cdot (\cos \alpha_A - \cos \alpha_B). \quad (10)$$

Из формул (9) и (10) следует, что, как и для зарядового диполя, разность потенциалов токового диполя пропорциональна дипольному моменту и обратно пропорциональна квадрату расстояния r от отрицательного полюса диполя. Такие разности потенциалов, создаваемые сердцем-диполем, проектируются на поверхность кожи человека, снимаются с помощью электродов и регистрируются электрокардиографом.

5. Физические основы электрокардиографии.

Живые клетки ткани человека и растений являются источником электрических потенциалов, которые получили название биологических потенциалов или биопотенциалов. Регистрация биопотенциалов тканей и органов с диагностической (исследовательской) целью получила название электрографии. Такой общий термин употребляется сравнительно редко, более распространены конкретные названия соответствующих диагностических методов. Электрокардиография (ЭКГ) – регистрация биопотенциалов, возникающих в сердечной мышце при её возбуждении; электромиография (ЭМГ) – метод регистрации биологической активности мышц; электроэнцефалография (ЭЭГ) – регистрация биологической активности мозга; электроретинография (ЭРГ) – регистрация биопотенциалов сетчатки глаза. В большинстве случаев биопотенциалы снимаются электродами не непосредственно с органа (сердца, головного мозга), а с других “соседних” тканей, в которых электрические поля создаются этими органами.

Остановимся более подробно на физических основах электрокардиографии. Физический подход к ЭКГ заключается в создании (выбо-

ре) модели электрического генератора, который соответствует картине снимаемых потенциалов. Экспериментально установлено, что каждая клетка, которую можно уподобить токовому диполю, при возбуждении генерирует потенциал действия. В возбужденном миокарде всегда имеются много диполей (назовём их элементарными). Отметим, что дипольный потенциал любого i -го элементарного диполя пропорционален $D_i \cos \alpha_i$ (D_i – модуль вектора \vec{D}_i), т.е. проекция вектора дипольного момента на прямую, соединяющую начало диполя и точку измерения потенциала:

$$U_i = \frac{\rho \cdot D_i \cdot \cos \alpha_i}{4\pi r^2}. \quad (11)$$

Потенциал U электрического поля сердца складывается из дипольных потенциалов элементарных диполей. Поскольку в каждый момент кардицикла возбуждается сравнительно небольшой участок миокарда, расстояние от всех диполей до точки измерения потенциала примерно равны друг другу и U может описываться выражением:

$$U = \frac{\rho}{4\pi r^2} \sum_{i=1}^n D_i \cos \alpha_i, \quad (12)$$

где r – одинаковое для всех диполей расстояние до точки измерения потенциалов; n – количество диполей. Исходя из указанных представлений, сердце человека можно рассматривать как мультипольный генератор (диполь), дающий суммарный потенциал действия (ПД).

В формуле (12) сумму проекций можно рассматривать как проекцию вектора дипольного момента \vec{D}_0 одного токового диполя, у которого $\vec{D}_0 = \sum_{i=1}^n \vec{D}_i$. Этот диполь называют эквивалентным диполем сердца. Таким образом, потенциал внешнего электрического поля сердца можно представить в виде дипольного потенциала одного эквивалентного диполя:

$$U = \frac{\rho D_0 \cos \alpha}{4\pi r^2}, \quad (13)$$

где α – угол между \vec{D}_0 и направлением регистрации потенциала; D_0 – модуль вектора \vec{D}_0 . Модель, в которой электрическую активность миокарда замещают действия одного точечного эквивалентного токового диполя, и потенциалы внешнего поля описываются выражениями (12) и (13), называют дипольным эквивалентным электрическим генератором сердца.

Рассчитать теоретически абсолютное значение U не представляется возможным, поскольку в данной модели конкретная природа диполя, а, следовательно, и величина дипольного момента D_0 , неизвестны. Справедливость уравнения (13) подтверждается тем, что измеряе-

мые на поверхности тела потенциалы в фиксированный момент кардицикла оказываются приближённо прямо пропорциональными $\cos\alpha$ и обратно пропорциональными r^2 , т.е. физический подход к электрокардиографии заключается в выборе (создании) модели электрического генератора, который соответствует картине снимаемых с поверхности тела потенциалов. Подобного рода моделирование осложняется тем, что сердце функционирует в токопроводящей среде, ограниченной поверхностью организма и учесть влияние этой границы ввиду её геометрической сложности весьма трудно.

6. Теория отведений Эйнтховена. Вектроэлектрокардиография.

Экспериментально установлено, что сердце-диполь в процессе возбуждения генерирует потенциалы действия, которые на поверхности кожи человека дают линии равных потенциалов (эквивалентные линии). На рис.9 показано положение дипольного момента токового диполя сердца и эквипотенциальных линий.

Если через сердце-диполь провести прямую "ab," а через центр плеча диполя перпендикуляр "00'", то со стороны положительного полюса диполя-сердца располагаются положительные, а со стороны отрицательного — отрицательные линии одинакового потенциала. Линия "00'" имеет нулевой потенциал.

Из чертежа видно, что если приложить электроды к различным точкам поверхности тела человека, то можно определить разность потенциалов ΔU этих точек.

Впервые теоретически обоснованные точки на поверхности тела человека, с которых можно снимать потенциалы сердца человека, были предложены Эйнтховеном. Дипольное представление о сердце лежит в основе теории отведений Эйнтховена. На поверхности грудной клетки он определил три точки А, В, С (рис.9), соединив которые можно получить равносторонний треугольник (треугольник Эйнтховена), в центре которого находится диполь-сердце, генерирующий потенциалы действия.

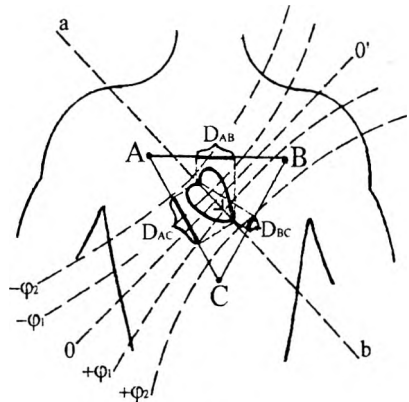


Рис.9

Разность потенциалов между любыми вершинами треугольника будет пропорциональна проекции момента токового диполя на любую из сторон треугольника: $\Delta U_I \sim D_{AB}$, $\Delta U_{II} \sim D_{AC}$, $\Delta U_{III} \sim D_{BC}$. При снятии ЭКГ электроды располагаются в точках, которые можно считать электрически эквивалентными точками А, В, С треугольника Эйнтовена. Эйнтовен предложил размещать электроды не в вершинах А, В, С, а на правой руке (ПР), левой руке (ЛР), левой ноге (ЛН). По терминологии физиологов, разность биопотенциалов, регистрируемая между двумя точками тела, называется отведениями.

Различают первое отведение – (ПР-ЛР); II-е – (ПР-ЛН) и III-е – (ЛР-ЛН), соответствующие разности потенциалов ΔU_I ; ΔU_{II} ; ΔU_{III} . Так как электрический момент токового диполя-сердца изменяется со временем, то в отведениях будут получены временные зависимости напряжения (разности потенциалов), которые и называют электрокардиограммой. Максимальным значением потенциалов в различные временные интервалы сокращения сердца или зубцам были даны названия P, Q, R, S, T. На рис.10 показана электрокардиограмма человека. При патологии форма зубцов, их величина изменяется, что позволит использовать ЭКГ для целей диагностики.

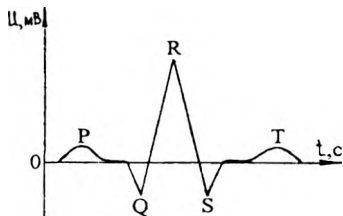


Рис.10

Электрокардиограмма не даёт представления о пространственном расположении вектора \vec{D}_0 . Однако, для диагностических целей такая информация важна. В связи с этим применяется метод пространственного исследования электрического поля сердца, называемый вектор-электрокардиографией.

Вектор-электрокардиограмма (плоская) – это геометрическое место точек, соответствующих концу вектора \vec{D}_0 (положение которого изменяется за время сердечного цикла). В проекции на какую-либо плоскость изменение положения \vec{D}_0 можно записать с помощью электронного луча. На экране электронно-лучевой трубки векторкардиоскопа наблюдаются отдельные петли: P, комплекс QRS и

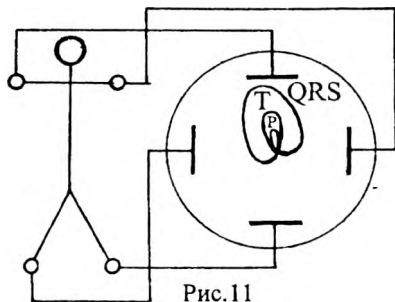


Рис.11

Т, которые дают врачу значительно больше информации по установлению диагноза при заболевании сердца, чем зубцы на ЭКГ. Проекция векторкардиограммы на плоскость может быть получена сложением напряжений двух взаимноперпендикулярных отведений (рис.11). При многих болезнях сердца форма плоских ВЭКГ резко трансформируется, и это используется в диагностических целях. Так, например, в петле QRS ВЭКГ в проекции на горизонтальную плоскость отсутствует нижняя часть при инфаркте некоторых участков сердца (переднего участка межжелудочковой перегородки и смежной передней стенки левого желудочка). Различают ещё пространственную ВЭКГ – это траектория конца вектора \vec{D}_0 в 3-х мерном пространстве.

ЛЕКЦИЯ №12

ПОСТОЯННЫЙ ТОК. ДЕЙСТВИЕ ПОСТОЯННОГО ТОКА НА ОРГАНИЗМ.

1. Электропроводимость биологических тканей и жидкостей для постоянного тока. Явление поляризации.

Биологическим объектам присущи пассивные электрические свойства: сопротивление (R), электропроводность $\left(K = \frac{1}{R} \right)$, удельное сопротивление (ρ), удельная электропроводность $\left(\gamma = \frac{1}{\rho} \right)$, емкость (C), диэлектрическая проницаемость (ϵ). Изучение их пассивных электрических свойств имеет большое значение для понимания структуры и физико-химического состояния биологического вещества.

Биологические объекты обладают свойствами как проводников, так и диэлектриков. Наличие свободных ионов в клетках и тканях обуславливает проводимость этих объектов. Диэлектрические свойства биологических объектов и величина диэлектрической проницаемости определяется их структурными элементами и явлениями поляризации.

Все биологические объекты являются весьма разнообразными образованиями с различными электрическими сопротивлениями, которые могут изменяться при действии электрического тока, что обуславливает трудности измерения этих сопротивлений.

Любой орган или среда живого организма имеют свою характерную для него электропроводность, которая определяется наличием в них свободных носителей зарядов, т.е. определенным количеством

положительных и отрицательных ионов. Электропроводность отдельных участков организма, на которых наложены электроды существенно зависит от сопротивления кожи и подкожных слоев. Сопротивление кожи, в свою очередь, определяется: ее состоянием, толщиной, возрастом, влажностью, загрязненностью и т.д. Внутри организма ток распространяется в основном по кровеносным сосудам, мышцам, оболочкам нервных стволов, межклеточной жидкости. Экспериментально установлено, что электропроводность тканей и органов зависит от их функционального состояния и, следовательно, может быть использована как диагностический показатель. Так, при воспалительных процессах, когда клетки набухают, уменьшаются межклеточные промежутки и увеличивается электрическое сопротивление, т.е. уменьшается электропроводность. Физиологические явления, связанные с выделением пота, сопровождаются возрастанием электропроводности.

Электропроводность для постоянного тока чаще всего определяют мостовым методом, а также методом амперметра и вольтметра. Рассмотрим этот метод. Пусть имеется некоторый проводник, представляющий живую ткань сечением S и длиной l . Тогда его сопротивление будет равно:

$$R = \rho \frac{l}{S}, \quad (1)$$

где ρ — удельное сопротивление проводника (вещества), выраженное в Ом·м. Решим это выражение относительно:

$$\rho = \frac{RS}{l}. \quad (2)$$

Величина, обратная удельному сопротивлению, получила название удельной электропроводности $\gamma = \frac{1}{\rho}$. Она измеряется в

Ом⁻¹·м⁻¹. Из формулы (2) видно, что если знаем площадь электродов и расстояние, то, измерив величину R , мы найдем γ ($R = U/I$).

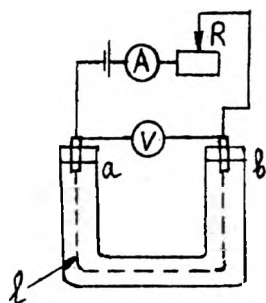


Рис.1

Величину R находят методом вольтметра и амперметра на постоянном токе. Для этого в U-образную трубку (рис.1) заливают кровь или другую биологическую жидкость и помещают в нее платиновые электроды a, b , которые не взаимодействуют с раствором. Удельную электропроводность γ определяют по формуле:

$$\gamma = \frac{1}{S} \cdot \frac{I}{U}. \quad (3)$$



Рис.2

Определение удельной электропроводности связано с определенными сложностями. При пропускании постоянного тока через живые ткани наблюдаются некоторые особенности, заключающиеся в том, что сила тока не остается постоянной во времени, хотя прикладываемое напряжение не изменяется. Сила тока после включения источника начинает непрерывно уменьшаться и через некоторое время устанавливается на постоянном уровне.

При этом она уменьшается во много раз по сравнению с исходными значениями (рис.2,б). Получается как бы отклонение от закона Ома, согласно которому при постоянной разности потенциалов ток в проводнике тоже должен быть постоянным (рис.2,а). Уменьшение тока во времени обусловлено явлением поляризации в тканях. При прохождении постоянного тока через биологическую систему в ней возникает нарастающая до некоторого предела ЭДС (E_n) противоположно направленная приложенному напряжению, что приводит к уменьшению тока. ЭДС поляризации является функцией времени $E_n(t)$. Тогда закон Ома для биологического объекта следует записать так:

$$I = \frac{U - E_n(t)}{R}.$$

Возникновение ЭДС поляризации связано со способностью живых клеток накапливать заряды при прохождении через них тока, т.е. явлением поляризации.

Процесс перемещения зарядов под действием электрического поля и образования вследствие этого электродвижущей силы, направленной против внешнего поля, называется поляризацией.

Если на постоянном токе поляризационные эффекты у электродов значительны, то измерения проводят на переменном токе, при котором поляризационные эффекты на частотах больше 500 кГц малы.

Приведем значения удельных электропроводностей некоторых биологических тканей и жидкостей. Спинномозговая жидкость — $1,81 \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$; мышцы — $0,5 \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$; костная ткань — $10^{-7} \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$.

В настоящее время метод измерения электропроводности довольно широко применяется в биологических и медицинских исследованиях. Удобство в применении данного метода заключается в том, что используется напряжение (менее 50 мВ), не вносящее существенных изменений в физико-химические процессы, происходящие в биологическом объекте, и тем более повреждающее его. Метод нашел применение при изучении процессов, происходящих в клетках и тка-

нях при изменении физиологического состояния, при патологических состояниях, при действии повреждающих факторов: температуры, радиоактивного излучения, ультразвука и т.д.

2. Механизмы действия постоянного тока на организм.

Действие постоянного тока на организм зависит от силы тока, поэтому весьма существенным фактором является электрическое сопротивление тканей. Как уже было сказано, электрические свойства различных тканей неодинаковы. Хорошей электропроводностью по отношению к постоянному току обладают жидкие среды организма – спинномозговая жидкость, кровь, плазма крови, межклеточная жидкость и др. Большим сопротивлением обладают кость, кожа. Удельное сопротивление сухой кожи примерно равно 10^7 Ом·м. Влажная кожа имеет меньшее удельное сопротивление, примерно 2000 Ом·м, что даже при небольших напряжениях может вызвать значительный ток через тело человека. Встречая большое сопротивление кожи, энергия постоянного тока частично превращается в тепло и это вызывает активизацию кровообращения и усиление биохимических процессов. Но тепловой эффект является не единственным.

Основным компонентом действия постоянного тока является его влияние на соотношение в тканях различных ионов. Человеческий организм в значительной степени состоит из биологических жидкостей, содержащих большое количество ионов, которые участвуют в различных обменных процессах. Под влиянием приложенной разности потенциалов в электролите происходит встречное перемещение разноименно заряженных ионов.

Двигаясь с разной скоростью, ионы скапливаются у клеточных мембран, у соединительных тканевых оболочек по обе их стороны, на

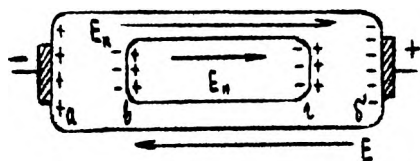


Рис.3

границе «мягкие ткани – кожа». Это явление получило название внутриклеточной поляризации (рис.3). На рисунке показана внутриклеточная поляризация: *a, б* – на границе «мягкие ткани- кожа»; *в, г* – у клеточных и других оболочек.

Образуется встречное электрическое поле, называемое поляризационным, и возникает внутриклеточный поляризационный ток обратного направления. С одной стороны, это создает дополнительное сопротивление действующему току, с другой стороны такие участки внутри тканей являются местами наиболее активного действия тока.

Таким образом, первичное действие постоянного тока связано с движением ионов, изменением обычной концентрации в различных элементах тканей, что может вызвать возбуждение или торможение деятельности клеток, изменение кислотно-щелочного равновесия, водосодержания и других свойств тканей. Это вызывает изменение функционального состояния клетки и реакцию всего организма на постоянный ток.

3. Гальванизация. Аппарат гальванизации.

Применение электричества с лечебной целью началось в глубокой древности, когда еще люди не задумывались о сущности происходящих при этом явлений.

Научное изучение действия на организм электрического тока началось в конце XVIII столетия, после открытий, сделанных итальянским ученым Л. Гальвани и А. Вольта, на основании которых были получены новые источники тока.

Однако, лишь в XX столетии развитие физики, электроники, физиологии способствовало научно обоснованному совершенствованию существовавших и разработке новых эффективных методов электротерапии. Многие из них были созданы в Советском Союзе. Одним из методов электротерапии является гальванизация.

Гальванизацией называется лечебный метод, при котором используется действие на ткани человека постоянного тока до 50 мА, плотность до 0,1 мА/см², напряжение 60 – 80 В.

Ток от источника подводится к телу человека с помощью проводов и металлических электродов. Электроды изготавливают обычно из листового свинца или станиоля толщиной 0,3 – 0,5 мм в зависимости от размеров электродов. Проводят гальванизацию и с помощью жидкостных электродов, в виде ванночек, наполненных водой. В них помещают соответствующую кисть или стопу пациента. Поскольку в тканях организма содержатся электролиты, а, следовательно, и разноименно заряженные ионы, например: $\text{NaCl} \rightleftharpoons \text{Na}^+ + \text{Cl}^-$, то в месте соприкосновения электрода с телом происходит электролиз: выделяются нейтральные атомы, например, натрия и хлора. У анода, соединяясь с водой, хлор образует кислоту, а у катода натрия, соединяясь с водой, образует щелочь, которая вызывает ожоги или раздражение. Поэтому наложение, металлических электродов непосредственно на кожу не допустимо.

Для предотвращения этого, между кожей и электродами помещают смоченную в физиологическом растворе или в воде и хорошо отжатую прокладку из гидрофильного материала. Этим отделяется процесс электролиза от поверхности тела. Прокладку с электродом

укрепляют при помощи эластичных бинтов. После процедуры прокладку отмывают, стерилизуют и могут применять повторно.

Постоянный ток для гальванизации получают путем преобразования переменного тока городской сети. Для этого используют ламповый или полупроводниковый выпрямитель с электрическим фильтром. Аппарат для гальванизации – это двухпериодный выпрямитель.

Принципиальная схема аппарата для гальванизации представлена на рис. 4.

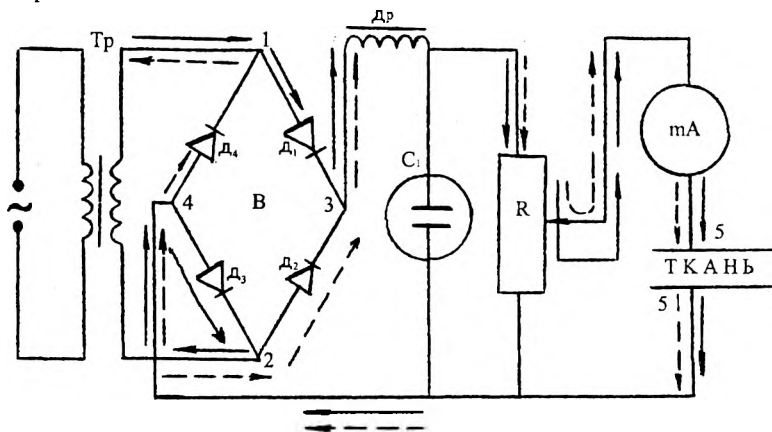
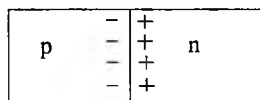


Рис.4

Аппарат содержит трансформатор Тр. Он предназначен для понижения напряжения и обеспечения безопасности больного.

Выпрямитель В состоит из 4-х полупроводниковых диодов, соединенных по мостовой схеме. Одна диагональ моста в точках 1 и 2 присоединена к выводам вторичной обмотки трансформатора, вторая диагональ в точках 3 и 4 соединена с резистором R.

Работа выпрямителя основана на свойстве электронно-дырочного



р-п переход

Рис.5

перехода полупроводникового диода. При контакте двух полупроводников с электронной (n) и дырочной (р) проводимостью возникает потенциальный барьер (р-п-переход), который препятствует переходу между полупроводниками основных носителей заряда (рис.5).

Для образования тока в цепи с р-п переходом необходимо приложить внешнее напряжение так, чтобы со стороны р-полупроводника был (+), а со стороны n-полупроводника (-). При изменении полярности тока не будет. Если к р-п переходу

приложить переменное напряжение, то ток в цепи будет проходить только в одном направлении от «р» к «п» - полупроводнику в течение одного полупериода, следующий полупериод тока не будет. Это свойство р-п - перехода (односторонняя проводимость) используется для выпрямления переменного тока. При включении первичной обмотки трансформатора в сеть, во вторичной возникает переменное напряже-

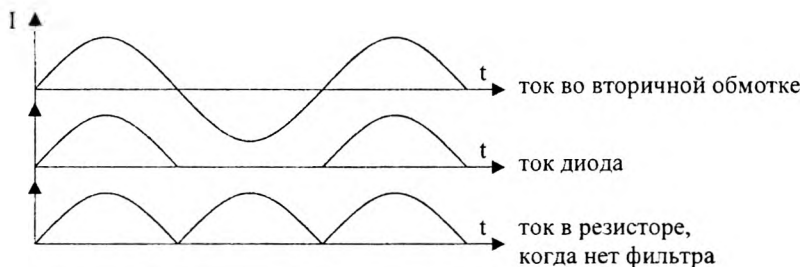


Рис.6

ние и потенциалы точек 1 и 2 попеременно становятся то положительными, то отрицательными. Когда потенциал точки 1 положителен и в цепи нет фильтра, ток проходит через диод D_1 , резистор R , диод D_3 к точке 2 (сплошные линии). Когда потенциал точки 2 положителен, ток идет через диод D_2 , резистор R , диод D_4 к точке 1 (штриховая линия). Эти процессы будут повторяться в такт изменения напряжения, но всегда через резистор R ток будет протекать в одном направлении. Все процессы можно представить графиками тока или напряжения (рис. 6).

Если бы не было фильтра, через резистор протекал бы пульсирующий ток (постоянный по направлению, но переменный по величине), такой ток не применяется для гальванизации, т.к. производит сильное раздражающее действие. Для сглаживания пульсации применяется фильтр, состоящий из дросселя Dp , соединенного последовательно с резистором и одного или двух электролитических конденсаторов C , соединенных параллельно с резистором. Дроссель представляет собой катушку индуктивности с железным сердечником. В нем при пульсации тока возникает ЭДС самоиндукции, препятствующая изменениям тока. В момент нарастания тока ЭДС самоиндукции противоположна направлению тока и ограничивает его нарастание. В момент уменьшения пульсирующего тока ЭДС самоиндукции совпадает с направлением тока и, следовательно, поддерживает его. В результате работы дросселя пульсации тока будут немного сглажены.

Конденсаторы, постепенно заряжаясь во время нарастания импульса и постепенно разряжаясь при его уменьшении, также способствуют сглаживанию пульсаций тока. В результате совместного действия

дросселя и конденсатора фильтра через резистор R будет протекать ток почти не меняющийся по величине, т.е. постоянный. В соответствии с законом Ома этот ток создает на резисторе постоянное напряжение, которое использует потребитель, подключенный к клеммам 5.

4. Лекарственный электрофорез.

Постоянный ток используют в лечебной практике так же и для введения лекарственных веществ, образующих в растворе ионы, через кожу или слизистые оболочки. Этот метод получил название *электрофореза лекарственных веществ*, т.е. гальванизация совмещена с введением в ткани лекарственных веществ.

Кожа человека в обычных условиях обладает очень малой проницаемостью для ионов. Это обусловлено тем, что поры кожи заполнены воздухом. Крупные органические ионы вообще не могут проникать через кожу. Так как стенки кожных пор обладают электрическим зарядом, то при наложении внешнего электрического поля возникает электроосмотическое движение жидкости изнутри тканей или снаружи, воздух при этом вытесняется из пор, он заменяется жидкостью, проницаемость кожи значительно увеличивается. Количество введенного при электрофорезе лекарственного вещества будет зависеть от количества электричества, прошедшего через электроды и от концентрации вводимого вещества.

Постоянный ток для электрофореза получают от аппарата гальванизации. Для проведения электрофореза прокладки, помещаемые под электроды, смачивают раствором лекарственного вещества. Из прокладки под положительным электродом вводят в ткани организма положительные ионы металлов (из растворов их солей), алкалоиды и другие соединения (хинин, новокаин); под отрицательным электродом — кислотные радикалы, отрицательные ионы, ионы некоторых органических соединений, например, сульфидина, пенициллина, кокаина, брома, йода и др.

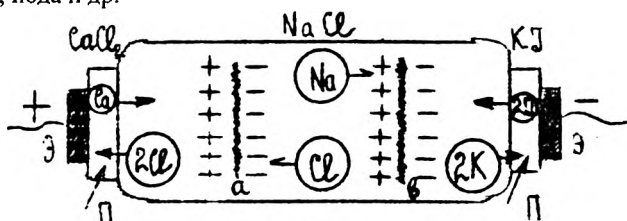


Рис.7

На рис.7 показан некоторый объект, включающий в себя электропроводные ткани организма, содержащие раствор NaCl, прокладки,

смоченные раствором CaCl_2 и KJ , и электроды (Э). Показано движение ионов (стрелками) и накопление ионов на тканевых перегородках (а,в) – поляризационные явления.

У отрицательного электрода будет происходить нейтрализация ионов калия, затем реакция с водой и образование H_2 и KOH , а также переход йода из прокладки в ткань и движение к положительному электроду. У положительного электрода образуется Cl_2 , HCl , а ионы кальция (Ca) будут уходить в ткань.

Время проведения процедуры зависит от скорости ионов. Скорость ионов устанавливается под действием напряженности электрического поля E и силы сопротивления среды, которая будет расти с ростом скорости. Когда сила, действующая со стороны электрического поля, будет равна силе сопротивления, ион будет двигаться с постоянной скоростью ϑ . Эта зависимость выражается формулой $\vartheta = uE$, где коэффициент пропорциональности u – называется подвижностью ионов. Она имеет размерность $[\frac{\text{M}^2}{\text{B} \cdot \text{c}}]$. Подвижность иона зависит от

сопротивления, которое оказывает среда движению в ней иона (от вязкости, от температуры среды и др.) и от иона (от формы иона, его заряда). Из этого следует, что лечебный электрофорез протекает различно у разных пациентов, а также при использовании различных лекарственных растворов.

Лекарственный электрофорез есть совместное действие постоянного электрического тока и лекарственного вещества. Электрический ток, приводя ткани, в том числе и рецепторы, в состояние повышенной активности, возбуждая их, делает более чувствительными к действию лекарств.

При лекарственном электрофорезе образуется сложная цепь, состоящая из ионов лекарственных веществ, которыми смочены электродные прокладки и растворов электролитов, входящих в состав тканей организма. Вследствие различной подвижности, а также наличия на пути полупроницаемых мембран и оболочек происходит разделение ионов и соответственно изменение концентрации в различных элементах тканевых структур. Изменение концентрации ионов лежит в основе раздражающего действия тока на ткани организма.

ЛЕКЦИЯ №13

ПЕРЕМЕННЫЙ ТОК. ПРИРОДА ЕМКОСТНЫХ СВОЙСТВ ТКАНЕЙ ОРГАНИЗМА.

1. Получение переменного тока. Основные его характеристики.

Переменным током называют ток, периодически изменяющийся по величине и направлению. Наиболее распространённым является синусоидальный переменный ток, мгновенное значение которого меняется со временем по закону синуса (или косинуса). Для получения переменного тока в технике используется возбуждение электродвижущей силы индукции в контуре, вращающемся в магнитном поле.

Рассмотрим физические основы получения переменного тока и

принцип устройства генератора. Пусть в поле постоянного магнита ($B = \text{const}$) вращается проводящая рамка с постоянной угловой скоростью ω (рис.1). Тогда мгновенное значение потока, связанного с контуром, будет равно:

$$\Phi = BS \cos \varphi = BS \cos \omega t,$$

где S – площадь, ограниченная контуром; B – индукция магнитного поля; $\varphi = \omega t$ – угол поворота контура, отсчитанный от начального его положения, когда $S \perp B$. В соответствии с законом Фарадея в рамке возникает ЭДС индукции:

Рис.1

$$E = - \frac{d\Phi}{dt} = BS\omega \sin \omega t,$$

где $BS\omega = E_m$ – максимальное (амплитудное) значение ЭДС индукции, т.е. $E = E_m \sin \omega t$. Следовательно, если в однородном магнитном поле равномерно вращается проводящий контур, то в нём возникает переменная электродвижущая сила, изменяющаяся по закону синуса. Эта ЭДС создаёт в контуре синусоидальный переменный ток:

$$I = \frac{E}{R} = \frac{E_m}{R} \sin \omega t = I_m \sin \omega t,$$

где R – сопротивление контура и электрической цепи, в которую отводится электрический ток (посредством щёток N , скользящим по кольцам K); I_m – амплитудное значение переменного тока; ω – круговая частота; $\varphi = \omega t$ – фаза тока.

Переменный ток также характеризуется периодом T и частотой ν , причём: $\omega = \frac{2\pi}{T} = 2\pi\nu$. Графически значение ЭДС и переменного тока будет представляться двумя синусоидами (величины изменяются в одинаковых фазах). Рассмотренный способ получения переменного тока лежит в основе устройства промышленного генератора переменного тока. В промышленных генераторах магнитное поле создаётся мощным электромагнитом. Вращающийся контур состоит из n витков (соединённых последовательно) проволоки, намотанной на ферромагнитный сердечник (ротор генератора). Поэтому ЭДС, возбуждённая в таком генераторе будет равна: $E = BS n \omega \sin \omega t$.

Для характеристики переменного тока вводится понятие действующего (эффективного) или среднеквадратичного значения тока. Эффективным или действующим значением силы переменного тока называется сила такого постоянного тока, который выделяет в данном проводнике столько же тепла за время одного периода, сколько выделяет тепла и данный переменный ток.

$$I_{\text{ЭФ}} = I_{\text{Д}} = \frac{I_{\text{м}}}{\sqrt{2}}, \quad U_{\text{ЭФ}} = U_{\text{Д}} = \frac{U_{\text{м}}}{\sqrt{2}}.$$

Приборы, включенные в цепь переменного тока (амперметр, вольтметр) показывают эффективные значения тока и напряжения.

2. Различные виды электрических сопротивлений в цепи переменного тока.

а) Активное сопротивление в цепи переменного тока.

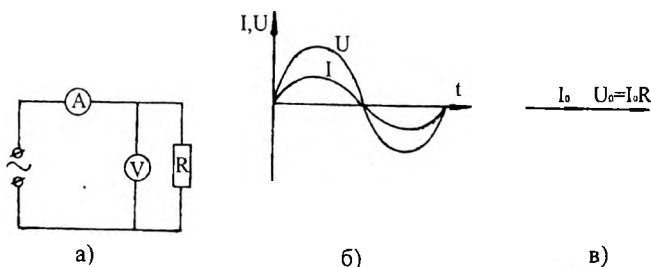


Рис.2

Сопротивление R в цепи переменного тока (рис.2а) называется активным, т.к. при прохождении тока в нём происходит необратимая потеря энергии. При наличии в цепи только R напряжение

$U = U_0 \sin \omega t$, а $I = \frac{U}{R} = \frac{U_0}{R} \sin \omega t = I_0 \sin \omega t$, т.е. ток и напряжение совпадают по фазе. График тока и напряжения, а также векторная диаграмма амплитуд тока и напряжения показаны на рис. 2б, в.

б) Индуктивное сопротивление в цепи переменного тока.

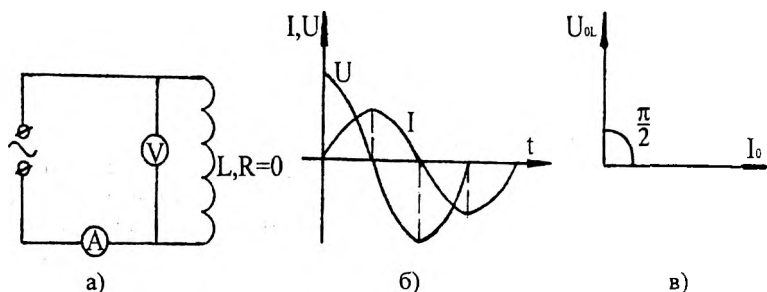


Рис.3

Рассмотрим случай, когда цепь содержит только катушку индуктивности с малым сопротивлением R ($R=0$) и значительной индуктивностью L (рис.3а). Пусть в цепи протекает переменный ток: $I = I_0 \sin \omega t$. Он вызывает в катушке ЭДС самоиндукции E_L , которая в любой момент времени противоположна приложенному напряжению U_L и уравнивает его: $U_L = -E_L$, но $E_L = -L \frac{dI}{dt}$, тогда:

$$U_L = I_0 \omega L \cos \omega t = U_{0L} \sin(\omega t + 90^\circ),$$

где $U_{0L} = I_0 \omega L$ - амплитудное значение напряжения. Из этой формулы следует, что

$$I_0 = \frac{U_{0L}}{\omega L} = \frac{U_{0L}}{R_L},$$

где $R_L = \omega L$ - индуктивное сопротивление катушки. Оно увеличивается с ростом частоты переменного тока. Размерность индуктивного сопротивления - Ом:

$$[R_L] = \text{с}^{-1} \text{Гн}; \quad E = -L \frac{dI}{dt}; \quad L = \frac{E \cdot dt}{dI}; \quad [1 \text{Гн}] = \frac{\text{В} \cdot \text{с}}{\text{А}};$$

$$[R] = \left[\frac{\text{В} \cdot \text{с}}{\text{с} \cdot \text{А}} \right] = \left[\frac{\text{В}}{\text{А}} \right] = \text{Ом}.$$

Для цепи с индуктивностью, в которой напряжение опережает ток на 90° , волновая и векторная диаграммы представлены на рис. 3б, в.

в) Емкостное сопротивление в цепи переменного тока.

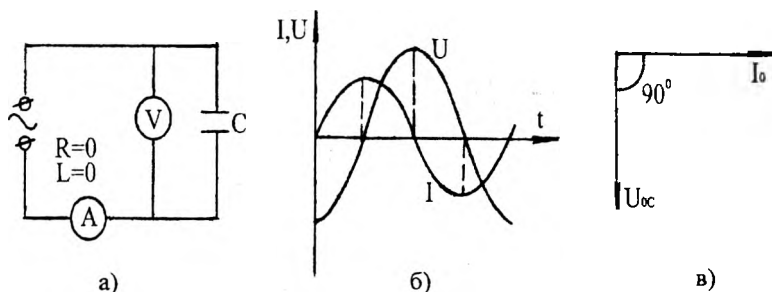


Рис.4

Рассмотрим случай, когда в цепь включен только конденсатор C (рис.4а) (сопротивлением и индуктивностью подводящих проводов можно пренебречь). Пусть ток в цепи изменяется по закону: $I = I_0 \sin \omega t$. Напряжение на обкладках конденсатора можно представить следующей формулой: $U_c = \frac{q}{C}$. Ток в цепи: $I = \frac{dq}{dt}$, $dq = Idt$,

$$q = \int I_0 \sin \omega t dt = -\frac{I_0}{\omega} \cos \omega t, \text{ тогда}$$

$$U_c = \frac{q}{C} = -\frac{I_0}{\omega C} \cos \omega t = \frac{I_0}{\omega C} \sin(\omega t - 90^\circ) = U_{0c} \sin(\omega t - 90^\circ),$$

где $U_{0c} = \frac{I_0}{\omega C}$ - амплитудное значение напряжения, приложенного к конденсатору. Амплитудное значение тока $I_0 = \frac{U_{0c}}{\frac{1}{\omega C}} = \frac{U_{0c}}{R_c}$, где

$R_c = \frac{1}{\omega C}$ - емкостное сопротивление. Оно уменьшается с ростом частоты. R_c - имеет размерность - Ом: $[R_c] = \frac{1}{\text{с}^{-1} \cdot \Phi}$;

$$C = \frac{q}{U}; [I\Phi] = \left[\frac{\text{Кл}}{\text{В}} \right]; [R_c] = \left[\frac{\text{с} \cdot \text{В}}{\text{Кл}} \right] = \left[\frac{\text{с} \cdot \text{В}}{\text{А} \cdot \text{с}} \right] = \left[\frac{\text{В}}{\text{А}} \right] = \text{Ом}.$$

В цепи с чисто емкостным сопротивлением напряжение, приложенное к обкладкам конденсатора, отстаёт по фазе от тока на 90° . Это отражено на волновой и векторной диаграммах на рис. 4б, в.

3. Полное сопротивление (импеданс) в цепи переменного тока. Резонанс напряжения.

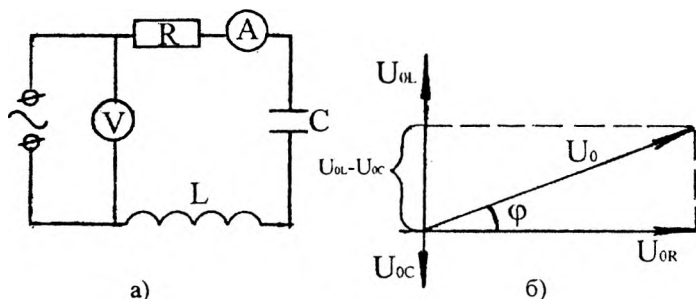


Рис.5

Рассмотрим цепь, состоящую из R , L и C (рис.5а). Ток в этой цепи равен: $I = I_0 \sin \omega t$. Определим, как будет изменяться напряжение. Поскольку все три сопротивления соединены последовательно, то сумма падений напряжений на них равна приложенному напряжению:

$$U_0 = U_{0R} + U_{0L} + U_{0C} = I_0 R + I_0 R_L + I_0 R_C = I_0 R + I_0 \omega L + I_0 \frac{1}{\omega C}.$$

Вследствие наличия разности фаз между U_L , U_C и током I (U_R находится в одинаковой фазе с током) эти напряжения можно складывать геометрически (векторно) и по теореме Пифагора получить приложенное напряжение U_0 (рис.5б):

$$U_0 = I_0 \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C} \right)^2} = I_0 Z,$$

где $Z = \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C} \right)^2}$ - называется полным сопротивлением, или импедансом цепи. Закон Ома для данной цепи запишется так:

$$I_0 = \frac{U_0}{\sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C} \right)^2}}.$$

Разность фаз между током I и напряжением U определяется углом φ между векторами U_0 и U_R . Тогда: $U = U_0 \sin(\omega t + \varphi)$. Из диаграммы на

рис.5б следует, что
$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{I_0 \omega L - I_0 \frac{1}{\omega C}}{I_0 R} = \frac{\omega L - \frac{1}{\omega C}}{R}.$$

Из формулы для Z вытекает, что чем ближе по величине ωL и $\frac{1}{\omega C}$, тем меньше полное сопротивление Z и тем больше ток в этой цепи.

При $R_L = R_C$ или $\omega L = \frac{1}{\omega C}$ полное сопротивление $Z = R$ и ток достигает наибольшего значения, обусловленного только активным сопротивлением цепи: $I_{0\text{рез}} = \frac{U_0}{R_0}$. Это явление называется электрическим резонансом.

который обеспечивается путём подбора соответствующих L и C . Резонанс в последовательной цепи называют резонансом напряжений, так как при этом происходит взаимная компенсация напряжений U_L и U_C (направлены противоположно), каждое из которых порознь может значительно превышать напряжение U , приложенное к цепи.

4. Полное сопротивление (импеданс) тканей организма. **Использование метода электропроводности в медицине.**

При пропускании переменного тока через растворы их электропроводность оказывается одинаковой независимо от частоты. При работе с биологическими объектами обнаружили, что на высоких частотах (10^7 Гц) электропроводность гораздо выше, чем при низких частотах. С увеличением частоты электропроводность увеличивается до

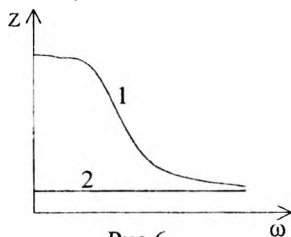


Рис.6

некоторой максимальной величины. На рис.6 (линия 1) приведена кривая зависимости сопротивления мышцы от частоты (кривая дисперсии).

Зона дисперсии электропроводности обычно варьируется в интервале $10^2 - 10^8$ Гц. Дисперсия электропроводности живых тканей является результатом того, что при низких частотах, как и при постоянном токе, электропроводность связана с поляризацией, но по мере увеличения частоты поляризационные явления ска-

зываются меньше.

По мере отмирания ткани крутизна дисперсии уменьшается и для мёртвой ткани график представляется линией 2 (рис.6). Крутизну дис-

персии K выражают отношением величины сопротивления, измеренного на низкой частоте, к величине сопротивления, измеренного на высокой частоте. Если два сопротивления измеряются на разной частоте при одних и тех же условиях, то отношение между ними оказывается постоянным для нормального состояния данной ткани. Обычно выбирают для измерения частоты 10^4 Гц и 10^6 Гц, так как при частоте 10^6 Гц во многих случаях наблюдается максимальная электропроводность, а при частоте 10^4 Гц наблюдается перелом кривой дисперсии:

$K = \frac{Z_{10^4}}{Z_{10^6}}$. После отмирания ткани указанный коэффициент стремится к единице.

Объясняя прохождение переменного электрического тока через биологические объекты, исходят из того, что сопротивление живых клеток является суммарным, состоящим из омического и емкостного сопротивлений. Индуктивные элементы в биологических объектах отсутствуют.

Ткани организма состоят из клеток, омываемых тканевой жидкостью. Такой элемент представляет собой две среды, относительно хорошо проводящие ток (тканевая жидкость и цитоплазма клетки), разделенные плохо проводящим слоем клеточной мембраны. Такая система обладает электрической ёмкостью. В тканях встречаются и макроскопические образования, состоящие из различных соединительных оболочек и перегородок (плохо проводят ток), по обе стороны которых находятся ткани хорошо проводящие электрический ток. Это так же придаёт тканям емкостные свойства.

Омическое сопротивление не зависит от частоты, а емкостное — значительно уменьшается с увеличением частоты и это приводит к увеличению проводимости всей емкостно-омической системы. Для последовательного соединения R и C полное сопротивление (импеданс) определяется по формуле:

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(\frac{1}{\omega C}\right)^2}.$$

Присутствие в биологических системах ёмкостей подтверждается также наличием сдвига фаз между током и напряжением. Угол сдвига фаз определяется соотношением между емкостным и омическим сопротивлениями, и для последовательного их соединения находится по формуле: $\operatorname{tg} \varphi = \frac{1/\omega C}{R}$. Для биологических систем характерна большая величина этого угла. Это показывает, что доля емкостного сопротивления в тканях велика.

Приведём примеры величины угла сдвига фаз, полученные при частоте 10^3 Гц:

кожа человека – 55° ;
 мышца кролика – 65° ;
 нерв лягушки – 64° .

Учитывая, что суммарная величина сопротивлений (импеданс) живых объектов представлена только геометрической суммой омического и емкостного сопротивлений, для характеристики проведения тока живыми клетками прибегают к эквивалентным схемам, т.е. к таким комбинациям омического сопротивления и ёмкости, которые в некотором приближении могут моделировать электрические параметры клеток. Простейшими из них являются схемы с последовательным соединением R и C (рис.7а) и с параллельным соединением этих элементов (рис.8а).

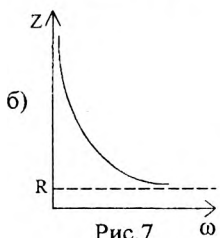
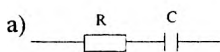


Рис.7

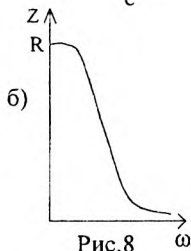
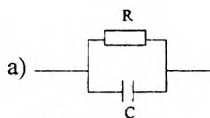


Рис.8

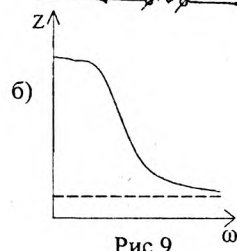
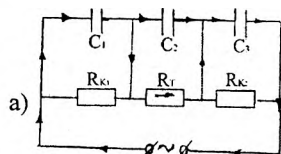


Рис.9

Но эти простейшие схемы не могут быть полностью применимы для живых клеток. Как следует из графика зависимости Z от ω для первой схемы (рис.7б) видно, что при частоте $\omega \rightarrow 0$ сопротивление $Z \rightarrow \infty$, что противоречит опыту.

Из графика зависимости Z от ω для второй схемы (рис.8б) видно, что при $\omega \rightarrow \infty$ $Z \rightarrow 0$, что на опыте не подтверждается.

Наиболее удачна схема, сочетающая первые две схемы. Одна из них изображена на рис.9а. На этой схеме R_{K_1} и R_{K_2} – сопротивление кожи; R_T – сопротивление ткани; C_1 , C_2 и C_3 – шунтирующие эти сопротивления ёмкости. Стрелками показано направление переменного тока в один из полупериодов. Сопротивления R_{K_1} и R_{K_2} очень велики и переменный ток через них не идёт. На рис.9б дан график зависимости Z от ω для этой схемы, что вполне соответствует опытным данным. Существуют и другие сложные эквивалентные схемы, однако ни

одна из них в точности не может воспроизвести закономерности, присущие сложным биологическим системам.

Метод электропроводности на переменном токе в живых тканях и клетках используется в биологических исследованиях и медицине для оценки патологических процессов. Например, при измерениях в области низких частот наблюдается увеличение сопротивления ткани при воспалении на первых стадиях. Связано это с тем, что ток низкой частоты идёт преимущественно через межклеточные пространства. При воспалении в результате набухания клеток сечение межклеточных промежутков уменьшается, что влечёт повышение омического сопротивления, в то время как ёмкость клеток на ранних стадиях воспаления остаётся неизменной.

В диагностике используется так же метод измерения угла сдвига фаз. При некоторых заболеваниях (щитовидной железы) или при физиологических изменениях (старение организма) обнаруживается заметное изменение угла сдвига фаз.

Для характеристики физиологического состояния ткани используют величину крутизны дисперсии (K). Этот критерий применяют, например, при оценке жизнеспособности ткани, предназначенной для трансплантации.

От физиологического состояния зависит так же и импеданс тканей. Так, при кровенаполнении сосудов импеданс изменяется. Кровь имеет меньшее сопротивление, чем стенки сосудов или клетки, и поэтому при наполнении ткани кровью во время систолы полное сопротивление ткани уменьшается, а при диастоле – увеличивается. Диагностический метод, основанный на регистрации импеданса тканей в процессе сердечно-сосудистой деятельности, называется реографией (импеданс – плетизмографией). С помощью этого метода получают реограммы головного мозга (реоэнцефалограмма), сердца (реокардиограмма), лёгких, печени, сосудов, конечностей. Измерения обычно проводят на частоте 30 кГц.

ЛЕКЦИЯ №14

МАГНИТНОЕ ПОЛЕ. ДЕЙСТВИЕ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ НА ОРГАНИЗМ ЧЕЛОВЕКА.

1. Основные характеристики магнитного поля.

Вид материи, посредством которого осуществляется взаимодействие токов, называется магнитным полем. Как обнаружил в 1820г. Эрстед, поле, созданное током, оказывает ориентирующее действие на магнитную стрелку, поэтому его и называли магнитным.

Для исследования магнитного поля применяют пробный ток, циркулирующий в плоском замкнутом контуре (рамке с током) очень малых размеров. Поле оказывает на контур ориентирующее действие, устанавливая его в определённом положении. На контур с током в магнитном поле действует момент силы M , поворачивающий его и зависящий от ряда факторов, в том числе и от ориентации рамки. Максимальное значение M_{\max} зависит от силы тока I , протекающего в контуре, и площади S , охватываемой контуром.

Эту зависимость используют для введения силовой характеристики магнитного поля – вектора магнитной индукции \vec{B} . Магнитная индукция B в некоторой точке поля равна отношению максимального вращающего момента M_{\max} , действующего на контур с током в однородном магнитном поле, к силе тока, протекающей по нему, и площади, охватываемой контуром:

$$B = \frac{M_{\max}}{I \cdot S} \quad (1)$$

Направление вектора \vec{B} определяется по правилу правого винта (правило буравчика). Единицей магнитной индукции в СИ является Тесла

(Тл): $1 \text{ Тл} = \frac{1 \text{ Н} \cdot \text{м}}{1 \text{ А} \cdot \text{м}^2} = 1 \frac{\text{Н}}{\text{А} \cdot \text{м}}$. Величину $P_m = I \cdot S$ называют магнитным моментом контура с током.

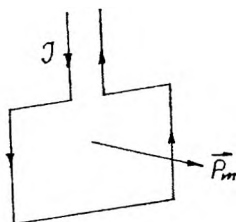


Рис.1

Магнитный момент – векторная величина. Вектор \vec{P}_m совпадает по направлению с направлением вектора \vec{B} (рис.1).

Магнитное поле графически изображают с помощью линий магнитной индукции, касательные к которым показывают направление вектора \vec{B} . Число линий, проходящих через единичную, перпендикулярно им расположенную площадку, равно модулю \vec{B} . Линии магнитной индукции не имеют начала и конца

и являются замкнутыми. Подобные поля называются вихревыми.

Рассмотрим некоторую площадку S в однородном магнитном поле с индукцией \vec{B} (рис.2). Величина $\Phi = B_n \cdot S$ называется магнитным потоком. B_n – проекция вектора \vec{B} на направление нормали \vec{n} : $B_n = B \cos \alpha$, тогда $\Phi = BS \cos \alpha$. (2)

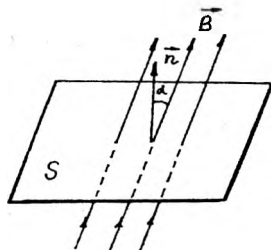


Рис.2

Единицей магнитного потока является Вебер (Вб): $1 \text{ Вб} = 1 \text{ Тл} \cdot \text{м}^2$.

Воздействие магнитного поля на виток с током зависит, при прочих равных условиях, от свойств среды, в которую помещён виток. Это можно объяснить тем, что среде можно приписать некоторое собственное

магнитное поле \vec{B}' . Тогда результирующее магнитное поле в веществе \vec{B} равно векторной сумме индукций внешнего поля \vec{B}_0 и внутреннего \vec{B}' :

$$\vec{B} = \vec{B}_0 + \vec{B}', \text{ откуда } \frac{B}{B_0} = 1 + \frac{B'}{B_0}. \quad (3)$$

Отношение $\frac{B}{B_0} = \mu$ (4) называют относительной магнитной проницаемостью среды. Она показывает во сколько раз магнитная индукция в среде отличается от магнитной индукции в вакууме. μ – величина безразмерная.

Во многих случаях для однородного магнитного поля величина B' пропорциональна индукции внешнего поля B_0 , т.е.

$$B' = \chi B_0 \text{ или } \frac{B'}{B_0} = \chi, \quad (5)$$

где χ – коэффициент пропорциональности, называемый магнитной восприимчивостью вещества (это безразмерная величина).

Подставив (4) и (5) в выражение (3), получим:

$$\mu = 1 + \chi \text{ или } \chi = \mu - 1. \quad (6)$$

Наряду с вектором \vec{B} вводят вспомогательный вектор \vec{H} , называемый напряжённостью магнитного поля.

$$\vec{H} = \frac{\vec{B}}{\mu \mu_0} = \frac{B_0}{\mu_0}, \quad (7)$$

где μ_0 – постоянный коэффициент, называемый магнитной постоянной, которая в системе СИ имеет значение равное $4\pi \cdot 10^{-7} \text{ Н/А}$. Напряжённость \vec{H} тоже является силовой характеристикой поля, но уже не зависящей от свойств среды. Единицей измерения напряжённости в системе СИ является Ампер на метр (А/м).

Магнитное поле способно отклонять проводник с током, смещать заряды, выталкивать или втягивать вещество, т.е. оно обладает запасом энергии, которую можно выразить через характеристики магнитного поля:

$$\omega_M = \frac{\mu\mu_0 H^2}{2}, \quad (8)$$

где ω_M - объёмная плотность энергии магнитного поля. Это энергия магнитного поля, выделенная в единице объёма среды.

2. Магнитные свойства вещества.

Чтобы понять природу магнетизма, необходимо рассмотреть магнитные свойства микрочастиц. Магнетизм атомов порождается тремя причинами: а) существованием у электрона спинового магнитного момента; б) орбитального магнитного момента; в) магнитным моментом ядер.

Рассмотрим магнитные характеристики электронов, ядер, атомов, молекул, а также поведение этих структур в магнитном поле.

Будем считать, что электрон в атоме вращается равномерно вокруг ядра со скоростью ϑ по круговой орбите радиуса r (рис.3). Это движение аналогично круговому току и характеризуется орбитальным магнитным моментом $P_{орб}$. Сила тока, соответствующая движению электрона, который вращается с частотой ν , равна $I = e\nu$, где e - заряд электрона. Учитывая, что $\nu = \frac{\vartheta}{2\pi r}$, можно записать: $I = \frac{e\vartheta}{2\pi r}$. Тогда ор-

битальный магнитный момент: $P_{орб} = IS = \frac{e\vartheta}{2\pi r} \pi r^2 = \frac{e\vartheta r}{2}. \quad (9)$

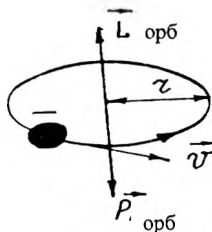


Рис.3

Вращающийся электрон имеет также момент импульса или орбитальный механический момент (рис.3):

$$L_{орб} = m_e \vartheta r. \quad (10)$$

Отношение $P_{орб}$ к $L_{орб}$ называют магнитомеханическим отношением - $G_{орб}$:

$$G_{орб} = \frac{P_{орб}}{L_{орб}} = \frac{e}{2m_e}. \quad (11)$$

Это выражение не зависит ни от скорости, ни от частоты и представлено постоянными величинами e и m_e .

Кроме орбитального механического момента электрон обладает собственным моментом импульса, обусловленным собственным вращением электрона вокруг своей оси. Он получил название спин - $L_{ес}$:

$L_{es} = \pm \frac{1}{2} \frac{h}{2\pi}$, где h – постоянная Планка (знак \pm означает, что он мо-

жет быть ориентирован в двух направлениях – вдоль поля и против него). Спину соответствует собственный спиновый магнитный момент P_{ms} . Величина спинового магнитного момента является определяющим параметром, характеризующим магнитные свойства атомов, молекул и в целом вещества. Было выяснено, что спиновое магнитно-механическое отношение вдвое больше орбитального:

$$G_s = \frac{P_{ms}}{L_{es}} = \frac{e}{m_e}. \quad (12)$$

Откуда $P_{ms} = \frac{e}{m_e} L_{es} = \frac{eh}{4\pi m_e}$. Эту величину, состоящую из постоян-

ных, называют магнетоном Бора - μ_B : $\mu_B = \frac{eh}{4\pi m_e} = 0,927 \cdot 10^{-23} \frac{\text{Дж}}{\text{Тл}}$.

Следовательно, собственный спиновый магнитный момент электрона равен одному магнетону Бора.

Магнитные моменты атомов состоят из орбитальных и собственных моментов входящих в его состав электронов, а также из магнитных моментов ядер. Магнитный момент ядер во много раз меньше магнитных моментов электронов, поэтому при рассмотрении многих вопросов им можно пренебречь.

При помещении веществ в магнитное поле они сами становятся источниками такого поля – иначе вещества намагничиваются. В этом смысле все вещества называются магнетиками. Магнетики делятся на три основных класса: парамагнетики, диамагнетики и ферромагнетики.

Степень намагничивания вещества характеризуется величиной называемой намагниченностью - \vec{I} (векторная величина). Среднее значение вектора намагниченности равно отношению суммарного магнитного момента $\sum_{i=1}^N \vec{P}_{mi}$ всех частиц N , расположенных в объёме магнетика V , к этому объёму:

$$\vec{I} = \frac{\sum_{i=1}^N \vec{P}_{mi}}{V}. \quad (13)$$

Единицей намагниченности служит Ампер на метр (А/м).

Как показывает опыт, вектор \vec{I} связан с вектором \vec{H} соотношением:

$$\vec{I} = \chi \vec{H}. \quad (14)$$

Чем больше магнитная восприимчивость вещества, тем более намагниченным будет вещество при заданном внешнем поле.

Рассмотрим природу магнетизма вещества.

Молекулы парамагнетиков имеют отличные от нуля магнитные моменты. При отсутствии магнитного поля эти моменты расположены хаотически и намагниченность равна нулю. При внесении парамагнитного образца в магнитное поле магнитные моменты молекул ориентируются предпочтительно по направлению \vec{B}_0 , в результате чего $\vec{I} \neq 0$. На рис.4 схематично показаны молекулы парамагнетика при

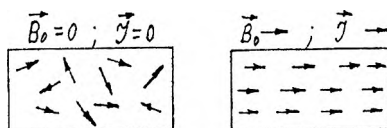


Рис.4

отсутствии магнитного поля и в поле. Магнитное поле парамагнетиков усиливает внешнее магнитное поле. Для них величина χ невелика ($10^{-4} - 10^{-6}$) и положительна ($\chi > 0$), а $\mu > 1$. К парамагнетикам относятся алюминий, кислород, молибден, водные растворы металлов, щелочные и щелочноземельные металлы, эбонит, воздух и т.д.

Для некоторых веществ при определённой взаимной ориентации орбит, а также когда все электроны являются спаренными (с противоположными по знаку спинами) может иметь место, что магнитный момент атома (или молекулы) будет равняться в целом нулю. Такие вещества называются диамагнитными (или диамагнетиками). На рис.5

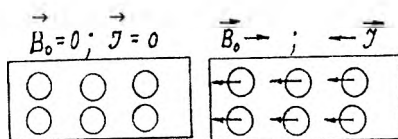


Рис.5

схематично показаны молекулы диамагнетика при отсутствии магнитного поля и в поле. Намагниченность диамагнетиков направлена противоположно магнитной индукции внешнего поля и уменьшает её. У диамагнетиков величина χ мала ($10^{-4} - 10^{-6}$) и отрицательная ($\chi < 0$), а $\mu < 1$. К диамагнетикам относятся: некоторые металлы (серебро, висмут, золото, медь), фосфор, сера, углерод, вода, большая часть органических соединений (углероды, белки, входящие в состав тканей организма). В неоднородном магнитном поле в вакууме частицы парамагнитного вещества “втягиваются” в поле, а частицы диамагнетика будут “выталкиваться” из него. При прекращении действия внешнего поля диа- и парамагнетики возвращаются в исходное состояние.

Ферромагнетики отличаются от парамагнетиков тем, что в их структуре имеются области, называемые доменами, магнитные моменты атомов и молекул в которых уже от природы имеют согласованную ориентацию. Под действием внешнего магнитного поля происходит ориентировка магнитных моментов самих доменов (рис.6).

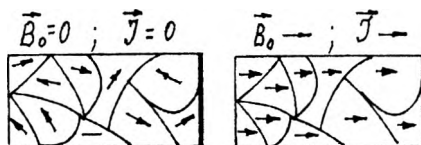


Рис.6

При этом создаётся собственное поле вещества, на нескольких порядков более сильное, чем у парамагнетиков, которое сохраняется и после прекращения действия внешнего поля. Это явление называется остаточным намагничиванием. Однако интенсивное тепловое движение может разрушить пространственную ориентировку доменов. Поэтому при высоких температурах ферромагнитные вещества теряют свои магнитные свойства.

У ферромагнетиков величина χ положительна и достигает очень больших значений (десятки тысяч), а $\mu \gg 1$. К ферромагнетикам относятся железо, сталь, никель, кобальт и многие сплавы.

Ткани организма подобно воде в значительной степени диамагнетики. Однако в организме имеются и парамагнитные вещества, молекулы и ионы. Ферромагнитных частиц в организме нет.

3. Действие магнитных полей на живые организмы.

Магнитное поле оказывает воздействие на биологические системы, которые в нём находятся. Это воздействие изучает раздел биофизики, называемый магнитобиологией.

Человек, животные, растения постоянно находятся в магнитном поле Земли. Накоплено достаточно фактов, говорящих о том, что постоянное геомагнитное поле оказывает самое разнообразное влияние на развитие животного и растительного мира. Давно обнаружено, что животные при свободном перемещении ориентируются по силовым линиям магнитного поля Земли. Было установлено, что от того, как располагаются в почве семена растений относительно линий магнитной индукции, изменяется процесс их прорастания.

Опыты показали, что многие организмы способны различать интенсивность магнитного поля и ощущать направление, по которому магнитные силовые линии проходят через их тело. У растений и жи-

вотных, помещённых в среду, экранированную от геомагнитного поля, наблюдались признаки ненормального развития, а у человека, помещённого кратковременно в немагнитную среду, изменяется реакция центральной нервной системы.

Индукция магнитного поля Земли в целом невелика. На поверхности Земли вертикальная составляющая МП достигает максимального значения на магнитных полюсах (67 мкТл) и равна нулю на магнитном экваторе. Горизонтальная компонента максимальна на магнитном экваторе (33 мкТл) и равна нулю на магнитных полюсах.

Геомагнитное поле непостоянно и колеблется по суткам, месяцам и годам. Причиной этому являются процессы, возникающие на Солнце, которые приводят к резкому возрастанию магнитного поля в верхних слоях атмосферы, что вызывает изменение суммарного единого поля Земли. Это явление называется магнитной бурей. Такие бури чаще всего бывают в те годы, которые соответствуют 11-летним циклам активности Солнца.

А.П. Чижевский и другие исследователи на основе статистических данных, полученных за много лет, обратили внимание на связь магнитных бурь и вспышек эпидемий чумы, холеры, дифтерии, гриппа, менингита.

В период солнечной активности возрастает размножение и токсичность ряда болезнетворных бактерий, повышается скорость свёртывания крови и число лимфоцитов.

Кроме естественных магнитных полей человек подвергается воздействию магнитных полей от технических установок и приборов в быту, на производстве, транспорте. Современная техника насыщает окружающую нас среду мощными магнитными полями, интенсивность которых в тысячи и миллионы раз превосходит интенсивность геомагнитного поля.

Каково действие этих полей на живые существа? Этими вопросами занимаются сегодня и физики и медики. Учёными установлен предел воздействия допустимых магнитных полей. Исследования позволили сделать вывод, указывающий на отсутствие каких-либо отрицательных последствий для здоровья человека от воздействия постоянного магнитного поля до 2 Тл. Экспериментальные данные предполагают, что кратковременное воздействие постоянного МП более 5 Тл может оказать существенное отрицательное влияние на здоровье человека.

Кроме воздействия постоянного магнитного поля человек подвергается действию переменных магнитных полей низкой частоты. Считается, что могут представлять опасность для здоровья такие поля с индукцией поля 50 мТл при частоте 50-60 Гц.

В настоящее время установлено несколько физических механизмов, путём которых постоянные магнитные поля (ПМП), переменные магнитные поля низкой частоты (ПеМП) и пульсирующие магнитные поля (ПуМП) взаимодействуют с живым веществом.

Одним из механизмов является изменение ориентации макромолекул под действием МП. Известно, что во всяком живом организме имеются атомы с нескомпенсированными магнитными моментами. Они могут быть в организме и в виде радикалов, и в виде железосодержащих соединений. Железо содержится в гемоглобине, в дыхательных ферментах, в составе мышечного белка. Эти магнитные атомы будут в магнитном поле ориентироваться в определённом направлении. Следует однако заметить, что эта ориентация может быть разрушена тепловым движением и магнитный эффект окажется незначительным. Ориентируются магнитным полем и большинство органических молекул, которые являются диамагнитными. В больших молекулах индуцированный магнитный момент может быть очень большим. Однако, в вязкой среде, которой является биологическая жидкость, ориентация происходит очень медленно и магнитобиологический эффект окажется ничтожным. Изменение ориентации биологически активных молекул в растворах может отражаться на кинетике биохимических реакций и на проницаемости биомембран.

Следующим механизмом, который может дать ощутимый эффект, является взаимодействие биотоков живых организмов с сильным МП. Во всех живых системах, тканях и органах циркулируют биотоки. Например, при прохождении электрических импульсов по нервным волокнам на них в МП действует сила Ампера, под влиянием которой волокно смещается и изгибается. При смещении в нём появляется ток самоиндукции, тормозящий по закону Ленца распространение импульса по волокну и тем самым искажающий форму импульса. Кроме того, следует учитывать возможность резонанса между частотой биотоков и частотой возбуждённых полем механических колебаний. При таком резонансе заметные биологические эффекты могут возникнуть уже в слабых полях.

Ещё одним важным механизмом является магнитогидродинамическое торможение циркуляции проводящих жидкостей в организме, в том числе крови. Сущность явления состоит в том, что в биологических жидкостях, представляющих собой растворы электролитов, при движении в ПМП возникают индукционные токи, которые по закону Ленца тормозят движение проводника. Для торможения кровотока у человека на 0,1% нужно поле не менее 200 мТл.

Существуют попытки объяснить биологическое действие МП его влиянием на воду, входящую в состав живых организмов. Некоторые физико-химические свойства воды в МП изменяются. При индукции в

100 мТл несколько меняется поверхностное натяжение, диэлектрическая проницаемость, кислотность. Однако, под “водой” в этих случаях понимают жидкость, в которой кроме молекул H_2O присутствуют растворённые в ней вещества и именно на эти вещества (на их растворимость, гидратацию и прочее) может оказать влияние МП.

Следует остановиться на механизмах действия ПеМП. При их использовании, кроме диамагнитного и парамагнитного взаимодействия, происходит взаимодействие биосистем с переменным электрическим полем, которое возникает при любом изменении магнитного поля. Поскольку в тканях имеются свободные заряды, ионы или электроны, то индуцированное электрическое поле вызовет их движение. Этот ток и будет оказывать многообразные биологические действия.

Существуют и другие гипотезы о механизмах действия МП, однако чисто физически объяснить действие МП на живой организм очень трудно, и хотя магнитные поля и применяют в медицине, механизм их действия ещё во многом не ясен.

4. Использование магнитных полей в медицине.

Токи, генерируемые клетками сердца и корой головного мозга, создают магнитное поле тела человека. Оно исключительно мало, в $10^6 - 10^7$ раз слабее магнитного поля Земли. Для его измерения используют прибор называемый квантовым магнитометром.

Различают два способа исследования поля сердца:

- 1) измерение магнитокардиограмм (МКГ);
- 2) построение динамической магнитной карты (ДМК).

В первом случае измерение проводят в какой-то одной точке над сердцем, в результате получают зависимость величины магнитного поля от времени, зачастую совпадающую по форме с ЭКГ. Чтобы построить ДМК, необходим набор измерений МКГ в разных точках над сердцем. Каждая ДМК соответствует определённой фазе сердечного цикла.

Использование этих методов в клиниках показало возможность выявления начала сердечных заболеваний значительно раньше, чем это делается с помощью ЭКГ. В отличие от ЭКГ это бесконтактный метод.

Создан прибор и для измерения магнитных полей мозга человека. Магнитоэнцефалограммы (МЭГ), снимаемые этим прибором, существенно дополняют ЭЭГ.

Магнитотерапия – это применение в лечебно-профилактических целях постоянных, низкочастотных переменных и пульсирующих магнитных полей.

Постоянное магнитное поле в данной точке пространства не изменяется со временем ни по величине, ни по направлению. Его получают с помощью индукторов – электромагнитов, или постоянных магнитов.

Сильные постоянные магниты применяют в медицине для удаления мелких ферромагнитных тел (металлические опилки и пр.) из глаз и из открытых ран, для чего промышленность выпускает магниты с наконечниками специальной формы.

Промышленность также выпускает магнитофорные аппликаторы (греч. форос – несущий), изготовленные из смеси полимерных веществ (каучук, смолы) и намагниченных порошкообразных ферромагнитных наполнителей. Литьем или штамповкой получают листы необходимой формы с магнитной индукцией на поверхности (15-40)мТл. Аппликаторы эластичны, их можно накладывать на любой участок тела и они удобны в гигиеническом отношении. Магнитофорные аппликаторы оказывают некоторое обезболивающее, противовоспалительное действие и способствуют улучшению кровообращения.

Электромагниты используются в аппаратах: “Полюс-1”, “Полюс-2”, “Полюс101” и др. Эти же аппараты можно использовать и для получения переменного магнитного поля (ПеМП), которое изменяется со временем и по величине и по направлению. Индукторы при этом питаются переменным электрическим током.

Пульсирующее магнитное поле изменяется со временем по величине, но постоянно по направлению. Индукторы питаются в этом случае пульсирующим током.

ПеМП и ПуМП действуют на организм возбуждающе, усиливают обман веществ в тканях, очень чувствительна к их действию центральная нервная и сердечно-сосудистая системы. Их действие используют при лечении воспалительных заболеваний внутренних органов, для ускорения сращения костных переломов. Они эффективно действуют на вялозаживающие раны.

Следует отметить, что действие МП на организм отличается от влияния других физических факторов рядом особенностей. Так, например, реакция организма на применение МП характеризуется разнообразием и неустойчивостью, которые определяются различиями в индивидуальной чувствительности к ним как организма в целом, так и отдельных его систем, органов и тканей.

ЛЕКЦИЯ №15

ОСНОВЫ МЕДИЦИНСКОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ.

1. Основные группы медицинских электронных приборов и аппаратов.

Достижения современной медицины в значительной степени обусловлены достижениями физики, электроники, техники, медицинского приборостроения.

Характерной чертой современной медицины является технизация всех служб и отделений клиник и больниц. С каждым годом медицинские учреждения пополняются новыми современными приборами и аппаратами. Можно уверенно сказать, что без электронной аппаратуры сегодня невозможна ни диагностика, ни эффективное лечение.

Медицинскими приборами и аппаратами принято считать технические устройства, предназначенные для диагностических (электронометр, ультразвуковой эхо-локатор, электроэнцефалограф, электрокардиограф, рентгеновский аппарат и т.д.) или лечебных целей (аппарат гальванизации, аппарат индуктотермии, электронные стимуляторы, аппарат УВЧ, СВЧ, лазерная установка, УФ-облучатели).

Раздел электроники, в котором рассматриваются особенности применения электронных систем для решения медико-биологических задач, а также устройство соответствующей аппаратуры, получил название медицинской электроники, которая основывается на сведениях из различных разделов физики, математики, техники, медицины, биологии, физиологии и других наук. Применения электроники в медицине весьма разнообразны, ибо это постоянно развивающаяся прикладная область знаний, позволяющая многие неэлектрические параметры биологических систем преобразовывать в электрический сигнал. Информацию, заключённую в электрическом сигнале, удобно регистрировать, а при необходимости передавать на расстояние.

Из огромного арсенала медицинских электронных приборов и аппаратов можно выделить следующие три основные группы, используемые для медико-биологических целей:

а) Устройства, предназначенные для получения (съёма), регистрации и передачи медико-биологической информации. Такая информация может касаться не только процессов, происходящих в живом организме (органы, системы), но и состояния окружающей среды (санитарно-гигиенические цели). К этой группе относится большая часть диагностической аппаратуры, а также медицинская аппаратура, предназначенная для лабораторных исследований (электрокардиографы, фоннокардиографы, балистокардиографы, ультразвуковые диагности-

ческие аппараты, реографы, шумомеры, РН-метры и др.). Для большинства этих приборов в радиотехническом отношении характерно наличие усилительных каскадов.

б) Электронные устройства, которые обеспечивают дозируемые воздействия на организм различных физических факторов (ультразвук, электрический ток, постоянное и переменное магнитное поле, электромагнитные волны различных диапазонов и др.) с лечебной целью: кардиостимуляторы, дефибриляторы, лазерные установки, аппараты УВЧ, аппараты для электрохирургии и др. С физической точки зрения большинство этих устройств являются генераторами различных электрических сигналов.

в) Кибернетические электронные устройства. Сюда относятся компьютеры, предназначенные для переработки, хранения и автоматического анализа медико-биологической информации; устройства, для управления процессами жизнедеятельности и автоматического регулирования состояния окружающей человека среды; электронные модели биологических процессов и некоторых органов (искусственная почка, сердечный клапан, аппарат кровообращения и др.).

Применение указанной электронной медицинской аппаратуры в значительной мере повышает эффективность диагностики и лечения различных заболеваний.

2. Надёжность медицинской аппаратуры.

Одной из основных проблем медицинской электроники является надёжность аппаратуры, под которой подразумевают способность изделия не отказывать в работе в заданных условиях эксплуатации и сохранять свою работоспособность в течение заданного интервала времени. Для медицинской аппаратуры проблема надёжности особенно актуальна, так как выход приборов из строя вызывает не только экономические потери, но и может привести к гибели пациентов. Врач, использующий медицинские приборы и аппараты, должен иметь общие представления о вероятности отказа эксплуатируемого оборудования (порчи прибора или его отдельных блоков), превышении или понижении регистрируемых им параметров. В связи с этим обслуживающий медицинский персонал должен знать о ремонтнопригодности той или иной аппаратуры и сроках службы её отдельных частей. Способность аппаратуры к безотказной работе зависит от многих причин и учесть их практически невозможно. Количественная оценка надёжности имеет вероятностный характер. Важным параметром надёжности является вероятность безотказной работы. Она оценивается в эксперименте отношением числа $N(t)$ работающих (не испортившихся) изделий за время t к общему числу испытанных изделий N_0 :

$$P(t) = \frac{N(t)}{N_0}. \quad (1)$$

Эта характеристика оценивает возможность сохранения изделием работоспособности в заданном интервале времени.

Другим количественным показателем надёжности является интенсивность отказов $\lambda(t)$. Этот показатель можно выразить как отношение числа отказов dN к произведению времени dt на общее число N работающих элементов:

$$\lambda(t) = -\frac{dN}{Ndt}. \quad (2)$$

Знак "минус" стоит потому, что с течением времени число работающих изделий будет уменьшаться ($dN < 0$). Функция $\lambda(t)$ может иметь различный вид. Наиболее характерная форма функции $\lambda(t)$ изображена на графике (рис.1). На нём выделены три области:

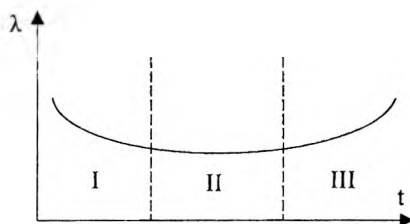


Рис.1

I — период приработки, когда выявляются дефектные элементы изделия, проявляются скрытые пороки, возникшие в процессе изготовления изделия. Интенсивность отказов при этом достаточно велика.

II — период нормальной эксплуатации, интенсивность отказов снижается и значительное время может оставаться постоянной.

III — период старения, интенсивность отказов возрастает со временем вследствие старения материалов и износа отдельных элементов. Между вероятностью безотказной работы P и интенсивностью отказа существует определенная зависимость, которую можно установить для II периода ($\lambda = \text{const}$). Разделив переменные в дифференциальном уравнении (2) получим:

$$\frac{dN}{N} = -\lambda dt; \quad \int_{N_0}^N \frac{dN}{N} = -\lambda \int_0^t dt; \quad \frac{N}{N_0} = e^{-\lambda t}. \quad (3)$$

Сравнив (1) и (3), получим:

$$P(t) = e^{-\lambda t}. \quad (4)$$

Из (4) следует, что для случая, когда интенсивность отказов будет постоянной, вероятность безотказной работы изменяется по экспоненци-

альному закону, который можно использовать для оценки надёжности медицинской аппаратуры.

В зависимости от возможных последствий отказов в процессе эксплуатации медицинские изделия подразделяются на четыре класса:

А - изделия, отказ которых представляет непосредственную опасность для жизни пациента, или персонала. Для изделий этого класса P должно быть не менее 0,99 в течение работы между предусмотренными планом предупредительными обслуживающими или в течение всего срока их службы. К ним относятся приборы для наблюдения за жизненно важными функциями больного (аппараты искусственного дыхания, кровообращения и др.).

Б - изделия, отказ которых вызывает искажение информации о состоянии организма или окружающей среды. Эти отказы не создают опасность для жизни пациента и персонала, и вызывают необходимость немедленного использования аналогичных изделий, находящихся в режиме ожидания. Для них P равно менее 0,8 (системы, следящие за больным, аппараты для стимуляции сердечной деятельности и др.).

В - изделия, отказ которых снижает эффективность или задерживает лечебно-диагностический процесс в не критических ситуациях, либо повышает нагрузку на медицинский или обслуживающий персонал. Средняя наработка до отказа неремонтируемых этого класса изделий должна не менее чем в два раза превышать наработку или календарный период между планово-предупредительными техническими обслуживающими. Для изделий, не подлежащих техническим обслуживающим, наработка должна быть не менее гарантийного срока эксплуатации. К этому классу относится большая часть диагностической и физиотерапевтической аппаратуры, инструментарий и др.

Г - изделия, не содержащие отказоспособность частей. Электро-медицинская аппаратура к этому классу не относится.

3. Электробезопасность медицинской аппаратуры.

Одним из важных вопросов при работе с электронной медицинской аппаратурой является вопрос обеспечения электробезопасности как для пациентов, так и для обслуживающего медицинского персонала. Больной человек вследствие ряда причин (ослабленный организм, действие наркоза, отсутствие сознания, повреждение поверхности кожи) оказывается в особо электроопасных условиях по сравнению со здоровым человеком. В условиях риска поражения электрическим током находится и медицинский персонал. Действие на организм в целом или органы человека оказывает электрический ток (I), кото-

рый определяется значением напряжения и сопротивлением $I = \frac{U}{R}$. По воздействию электрического тока на организм человека различают три его значения:

Ощутимый ток (0,6 – 1,5мА) вызывает слабый зуд и лёгкое покалывание. Такой ток не является опасным для жизни, тем не менее при длительном воздействии он отрицательно сказывается на здоровье человека. Ток в 3 – 5мА вызывает уже раздражение всей кисти руки, а при токе 8 – 10мА резко усиливается боль, она охватывает всю руку, непрерывно сокращаются мышцы кисти руки и предплечья.

Неотпускающий ток (10 – 15мА) вызывает нестерпимую боль, при этом судороги так усиливаются, что пострадавший не может разжать руку, в которой находится токоведущий элемент. Ток 25 – 50мА действует не только на мышцы рук, но и на мышцы туловища, включая мышцы грудной клетки. Происходит сужение кровеносных сосудов, повышение артериального давления, пострадавший теряет сознание. Длительное действие тока может вызвать прекращение дыхания и смерть.

Фибрилляционный ток (100мА и более) проникает глубоко в грудную клетку, раздражает мышцы сердца, у человека через 1–3 секунды после начала его действия начинаются частые сокращения сердечной мышцы (фибрилл), прекращается движение крови, наступает смерть.

Ткани организма человека представляют собой неоднородный по своему составу проводник второго рода, сопротивление которого может меняться от различных факторов в широких пределах. Это сопротивление состоит из сопротивления внутренних тканей и органов и сопротивления кожи. Сопротивление $R_{вн}$ примерно равно 1000 Ом на участке ладонь–стопа. Сопротивление кожи значительно превосходит сопротивление $R_{вн}$ и существенно зависит от внутренних и внешних причин (влажность, потливость, толщина, повреждение кожи). Следовательно, без учета сопротивления кожи при напряжении 220В ток,

проходящий через тело $I = \frac{220}{1000} = 0,22\text{А}$. Согласно сказанному про-

хождение тока $I = 0,1\text{А}$ в течение 3 секунд вызывает смертельный исход. На самом же деле в реальных ситуациях с учетом сопротивления кожи при $U = 220\text{В}$ сила тока будет меньше 0,22 А. Понятно, что при работе с электронной аппаратурой должны быть предусмотрены все возможные меры по обеспечению безопасности.

Основное требование – сделать недоступным касание частей аппаратуры, находящихся под напряжением. Это достигается за счет изоляции деталей друг от друга и от корпуса прибора. Однако, в силу ряда причин корпус прибора может оказаться под напряжением

(влажность воздуха, порча, старение изоляции). Поэтому при касании корпуса прибора через тело человека пройдет некоторый ток, называемый током утечки. Для предохранения от поражения электрическим током корпус приборов должен быть заземлён (рис.2).

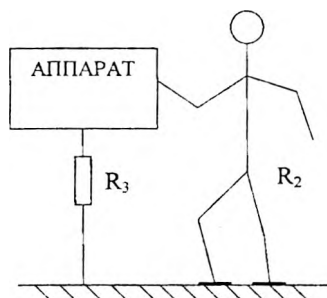


Рис.2

Допустимая величина тока будет определяться в основном током утечки через заземление. Сопротивление R_3 заземления подключено параллельно сопротивлению тела человека R_2 . Так как R_3 мало (должно быть не более 40м), то через тело человека пойдет незначительный ток, не превышающий допустимой нормы (сопротивление $R_2 > R_3$).

Для обеспечения безопасности можно дать некоторые общие рекомендации:

- а) не касаться прибора одновременно двумя обнажёнными руками, частями тела;
- б) избегать работы во влажном, сыром помещении, на земле;
- в) не касаться труб (газ, вода, отопление), металлических конструкций при работе с аппаратурой;
- г) не касаться одновременно металлических частей 2-х аппаратов.

4. Общая схема получения, передачи и регистрации медико-биологической информации.

Любое медицинское и биологическое исследование связано с получением и регистрацией определенной информации. Для того, чтобы получить и зафиксировать информацию о состоянии медико-биологической системы, необходимо иметь целую совокупность устройств.

Первичным элементом при этом является устройство съёма (электроды, датчики), которое непременно должно контактировать или взаимодействовать с самой системой. Все остальные элементы обычно находятся обособленно от медико-биологической системы и в

некоторых случаях могут быть отнесены на значительные расстояния от исследуемого объекта. Такие измерения относятся к телеметрии. Связь между устройствами съёма при этом осуществляется либо по проводам, либо по радио (радиотелеметрия).

Структурная схема измерительной цепи представлена на рис.3. Она является общей и отражает всевозможные реальные медицинские системы для диагностики и исследования.

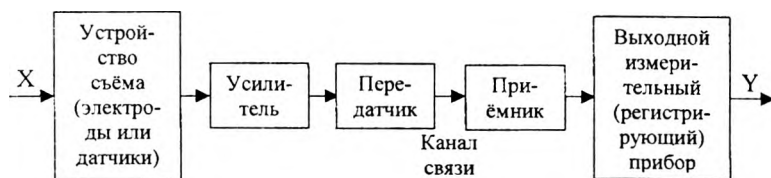


Рис.3

Устройство съёма преобразует информацию медико-биологического или физиологического содержания в сигнал электронного устройства. В медицинской практике используются для этой цели электроды и датчики. Завершающим элементом этой цепи является средство измерений, которое отображает или регистрирует информацию о биологической системе в форме, доступной для непосредственного восприятия наблюдателем. Между устройством съёма и выходным измерительным прибором могут находиться элементы, усиливающие сигнал и передающие его на расстояние.

В приведенной схеме X означает некоторый параметр биосистемы (давление крови). Буквой Y обозначена выходная информация (величина), например, сила тока на электроизмерительном приборе (mA) или смещение писчика на ленте (мм) регистрирующего прибора. Для получения истинной информации необходимо знать функциональную зависимость $Y = f(X)$.

5. Электроды для съёма биоэлектрического сигнала.

Электроды - это проводники специальной формы, соединяющие измерительную цепь с биологической системой. Электроды используются в диагностике, например, для съёма биопотенциалов сердца; для подведения внешнего электромагнитного воздействия, например, в реографии. Электроды могут использоваться при лечении и при электростимуляции (гальванизация, электрофорез, УВЧ-терапия и т.д.). К электродам предъявляются определенные требования:

1. Они должны быстро фиксироваться, легко сниматься.

2. Они должны обладать небольшим переходным сопротивлением электрод–кожа, чтобы свести до минимума потери полезной информации. В приведенной схеме (рис.4) съема биопотенциалов (БП) $\mathcal{E}_{\text{БП}}$ – ЭДС источника биопотенциалов (например, сердца); r – сопротивление внутренних тканей системы; $R_{\text{кз}}$ – суммарное сопротивление кожи и электродов; $R_{\text{вх}}$ – входное сопротивление усилителя.

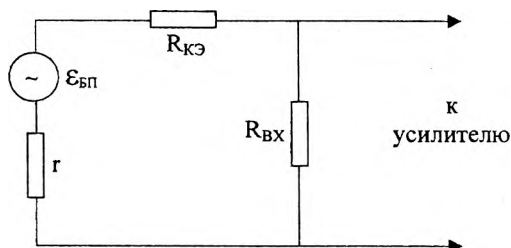


Рис.4

Согласно закону Ома:

$$\mathcal{E}_{\text{БП}} = I r + I R_{\text{кз}} + I R_{\text{вх}} = I R_1 + I R_{\text{вх}}, \text{ где } R_1 = r + R_{\text{кз}}.$$

Чтобы увеличить падение напряжения на входе усилителя $U_{\text{вх}} = I R_{\text{вх}}$, необходимо уменьшить до минимума $R_{\text{кз}}$, так как повлиять на падение напряжения на r невозможно. Для уменьшения $R_{\text{кз}}$ используются марлевые прокладки, смоченные физраствором или электропроводящие пасты. При этом необходимо требование, чтобы электроды не взаимодействовали с физраствором и пастой.

3. Электроды должны иметь вполне определенную поверхность, чтобы при съеме не захватывать несколько эквипотенциальных линий и тем самым не исказить истинную картину электрического поля.

4. Электроды во время прохождения тока не должны давать поляризационную ЭДС (ЭДС поляризации противоположная по знаку БП). Чтобы избежать влияния ЭДС поляризации необходимо, чтобы поляризация ЭДС \ll БП. Для этого электроды делают из платины, нержавеющей стали и других металлов, которые плохо взаимодействуют с ионами.

Используемые электроды в медико-биологических исследованиях могут быть в виде металлических пластин с клеммами, круглого электрода с присоской и клеммой – грудной электрод.

Для исследований на клеточном уровне используют микроэлектроды. Кончик его имеет диаметр 0,5 мкм. Корпус электрода является изолятором, внутри находится проводник в виде электролита. Такой микроэлектрод позволяет прокалывать мембрану клетки и проводить внутриклеточные исследования.

6. Датчики медико-биологической информации.

Многие параметры живого организма (температура, давление, тоны сердца) нельзя снять с помощью электродов, так как им не соответствуют определённые биоэлектрические сигналы. В этом случае используются датчики (измерительные преобразователи). Датчиком называется устройство, преобразующее измеряемую или контролируруемую величину в сигнал, удобный для передачи, дальнейшего преобразования или регистрации.

В рамках медицинской электроники рассматриваются датчики преобразующие измеряемую величину в электрический сигнал, который может быть усилен, передан на расстояние и зарегистрирован.

Датчики подразделяются на генераторные и параметрические.

Генераторные – это датчики, которые под воздействием измеряемого сигнала непосредственно генерируют напряжение или ток.

Приведем примеры генераторных датчиков:

а) Пьезоэлектрические – под действием силы переменного давления (пульс) на поверхности пьезокристалла возникает переменная пьезоэлектрическая ЭДС (прямой пьезоэлектрический эффект), которую усиливают и наблюдают на экране осциллографа (рис.5).

б) Термоэлектрические – при закреплении одного спая термопары на ткани (рис.6) и поддержании второго при $t_1 = \text{const}$ ($t_1 \neq t_2$) в цепи возникает термо-ЭДС. Идущий по цепи ток фиксируется электроизмерительным прибором, шкалу которого можно проградуировать в градусах. Для термопары $E = \alpha(t_2 - t_1)$. Удобство этого метода заключается в дистанционности и возможности измерения температуры небольших объектов, поскольку сам контакт металлов или полупроводников (явление термоэлектричества справедливо и для полупроводников) может быть сделан достаточно малых размеров.

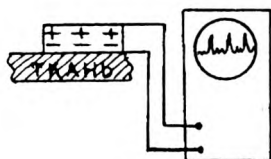


Рис.5

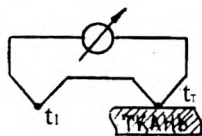


Рис.6

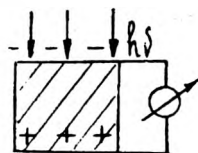


Рис.7

в) Фотоэлектрические (фотоэлементы) – при попадании на поверхность вентильного фотоэлемента квантов света (рис.7), в нём генерируется фото-ЭДС (внутренний фотоэффект), которая может быть усилена и зарегистрирована электроизмерительным прибором. Зави-

симость силы фототока от освещённости (светового потока) позволяет использовать фотоэлектрические датчики в люксметрах.

г) Параметрические – это датчики, в которых под воздействием измеряемого сигнала изменяется какой либо электрический параметр. Датчики этого типа бывают: емкостные (изменяется ёмкость), реостатные (изменяется омическое сопротивление), индуктивные (изменяется индуктивность).

В зависимости от вида энергии, являющейся носителем информации, различают механические, акустические (звуковые), температурные, электрические, оптические и другие датчики.

Все датчики характеризуются функцией преобразования, представляющей зависимость выходной величины Y от входной – X , т.е. $Y=f(X)$. Наиболее простым и удобным случаем является прямопропорциональная зависимость $Y = kX$. Она может, в зависимости от вида датчика, выражаться в Омах на миллиметр (Ом/мм), милливольт на Кельвин (мВ/К), микроамперах на люмен (мкА/лм) и т.д.

Чувствительность датчика определяется величиной отношения изменения функции к изменению аргумента $Z = \frac{\Delta Y}{\Delta X}$. Чувствительность

датчика показывает, в какой мере выходная величина реагирует на изменение входной.

Все типы датчиков характеризуются некоторой инерционностью, т.е. запаздыванием изменения выходной величины по сравнению с входной. Дело в том, что физические процессы в датчике не происходят мгновенно, это приводит к запаздыванию изменения выходной величины по сравнению с изменением входной. Такая особенность приводит к зависимости Z от скорости изменения $\frac{dX}{dt}$ входной величины.

Погрешности датчиков возникают преимущественно в результате их инерционности, непостоянства функции преобразования во времени, обратного воздействия датчика на биологическую систему, температурной зависимости функции преобразования и т.д.

Все указанные датчики являются однокоординатными, записывающими изменения одного параметра. В настоящее время имеются двухкоординатные датчик (самописцы), которые фиксируют два различных параметра биологической системы.

ЛЕКЦИЯ №16

ВЫСОКОЧАСТОТНАЯ ЭЛЕКТРОТЕРАПИЯ И ЭЛЕКТРОХИРУРГИЯ.

1. Воздействие радиоволн на биологические структуры.

Всевозможные электромагнитные (ЭМ) волны, распространяющиеся во Вселенной (в том числе и в условиях Земли), можно представить в виде единой шкалы. Вся шкала условно подразделена на 6 диапазонов: радиоволны, инфракрасное излучение, видимый свет, ультрафиолетовое излучение, рентгеновское излучение и γ -излучение. Самым длинноволновым участком шкалы являются радиоволны. Их длина волны составляет 10^3 - 10^{-3} м, а частота - $3 \cdot 10^5$ - $3 \cdot 10^{11}$ Гц. Необходимо иметь в виду, что эти границы приняты условно. Радиоволны делятся на длинные, средние, короткие, УВЧ и СВЧ диапазоны.

Интерес медиков к ЭМ волнам высокой частоты (ВЧ – 200 кГц-30 МГц), ультравысокой частоты (УВЧ – 30-300 МГц) и сверхвысокой частоты (СВЧ – свыше 300 МГц) – такое деление принято в медицине, стал проявляться в связи с развитием радиовещания на этих частотах, когда было замечено их влияние на обслуживающий персонал: повышение температуры тела, ломота в суставах, потливость, сонливое состояние и др.

Искусственными источниками радиоволн являются радиовещательные и телевизионные станции, радиолокаторы и спутниковые системы связи. Для создания ЭМ волн имеются специальные генераторы, основной частью которых является колебательный контур, состоящий из конденсатора емкостью C и катушки индуктивности с индуктивностью L . Частота ν колебательного контура определяется

формулой Томсона $\nu = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$ и зависит только от C и от L .

На частоте около 10^{10} Гц эти станции могут давать мощность до $30 \cdot 10^9$ Вт в импульсе. Для человека интенсивность радиоволн $0,1$ Вт/м² считается безопасной. Однако, в зонах, где интенсивность достигает 100 Вт/м², пребывание человека запрещено по нормам, установленным Всемирной организацией здравоохранения (ВОЗ).

При прохождении ЭМ волн через слой вещества толщиной x интенсивность волны I уменьшается согласно закона Бугера $I = I_0 e^{-\mu x}$, где μ - коэффициент ослабления. Величина μ зависит от природы вещества и длины волны.

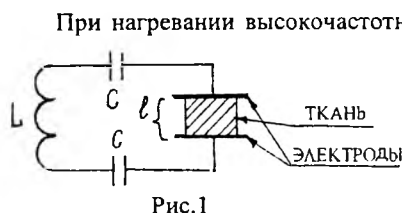
Эти ослабления вызваны тем, что часть энергии радиоволн при их взаимодействии с биологическими структурами превращается в теплоту. Выделение теплоты происходит за счет генерации перемен-

ных токов проводимости в электролитах (крови, лимфе, цитоплазме клеток) и за счет поворота дипольных молекул диэлектриков тканей организма, т.е. за счет поляризации.

Особенностью распространения радиоволн в живых организмах является сильная зависимость электрических свойств (диэлектрической проницаемости ϵ и удельной проводимости γ) от частоты. При действии на ткань волн УВЧ и СВЧ отмечается их быстрое затухание и быстрое превращение их энергии в тепло.

Эффект взаимодействия радиоволн с биологическими тканями используется в физиотерапии и электрохирургии. Действие ЭМ волн на вещество осуществляется различными способами в зависимости от расположения ткани относительно элементов колебательного контура. Рассмотрим эти способы.

2. Нагревание проводников высокочастотным током. **Диатермия. Электрохирургия. Дарсонвализация.**



При нагревании высокочастотным током биологическая ткань с удельным сопротивлением ρ располагается между двумя электродами, с площадью S , которые непосредственно накладываются на ткань (рис.1). Расстояние между электродами — l .

В соответствии с законом Джоуля-Ленца, количество теплоты Q , которое выделяется при прохождении по проводнику с сопротивлением R силы тока I за время t будет равно:

$$Q = I^2 R t = I^2 \frac{\rho l}{S} t = \left(\frac{I}{S} \right)^2 \cdot \rho \cdot l \cdot S \cdot t = j^2 \rho V t,$$

где $j = \frac{I}{S}$ — плотность тока; $V = S \cdot l$ — объем ткани.

Разделив Q на объем и время, получим количество теплоты q , выделяющееся в единицу времени в единице объема вещества:

$$q = \frac{Q}{V t} = j^2 \rho.$$

Следует иметь в виду, что для синусоидального переменного тока величина j представляет собой эффективное значение плотности тока,

т.е. $j_{\text{эф}} = j = \frac{j_0}{\sqrt{2}}$, где j_0 — амплитудное значение плотности тока.

а) Диатермия.

Пропускание токов высокой частоты через ткань используют в физиотерапевтических процедурах, называемых диатермией (греч. — диа — через + терме — жар). При диатермии применяют ток частотой от 1 до 1,5 МГц, напряжением 100-250 В, силой тока от 1 до 3 А. Диатермия позволяет повысить локальную температуру тканей на 2-5°C. Диатермическое повышение температуры приводит к расширению кровеносных сосудов, т.е. к увеличению кровообращения, а также к активизации ряда биологических процессов. Так как кровь, мышцы, печень, легкие обладают небольшим удельным сопротивлением, то они нагреваются слабо. Кожа и подкожная клетчатка имеют большое удельное сопротивление, поэтому нагреваются сильнее. Такое непродуктивное выделение теплоты в коже и подкожной клетчатке является недостатком диатермии. Кроме того, метод диатермии предполагает очень плотный контакт участка тела пациента с электродами. При нарушении контакта могут возникнуть ожоги. По этим причинам в настоящее время диатермию заменяют другим более эффективными методами высокочастотного воздействия.

б) Электрохирургия.

В настоящее время токи высокой частоты ($\nu = 1-2$ МГц) используются для хирургических целей (электрохирургия). Они позволяют рассекать ткань (диатермотомия) или сваривать ткани (диатермокоагуляция). Электрическая схема такая же, как и при диатермии (рис.2).

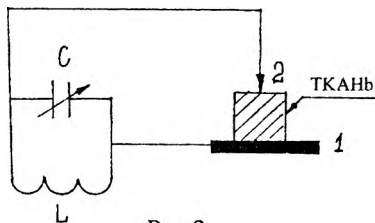


Рис.2

Нижний электрод 1 имеет большую площадь и называется неактивным, а верхний электрод 2 имеет очень малую площадь, сделан в виде скальпеля или иглы и

называется активным.

При электротомии рассечение тканей осуществляется в результате интенсивного парообразования тканевой жидкости в области, прилегающей к электроду 2. Плотность тока при электротомии доходит до 40 кА/м². Электрохирургия имеет перед обычной хирургией ряд преимуществ: малая потеря крови вследствие коагуляции стенок кровеносных сосудов; малые послеоперационные боли, вследствие сваривания нервных окончаний; бактерицидное действие.

При диатермокоагуляции коагуляционный эффект используется для сварки кровеносных сосудов, альвеол, для выжигания злокачественных опухолей и в других случаях. Плотность тока при коагуляции от 5 до 10 кА/м².

в) Дарсонвализация.

Метод лечения импульсными токами с частотой от 200 до 500 кГц при напряжении до 30 кВ и силе тока 15-20 мА называется местной дарсонвализацией. Метод получил название в честь предложившего его французского физика и биолога Ж.А.Д'Арсонваля. Форма импульсов показана на рис.3.

Электрическая схема дарсонвализации представлена на рис.4. Ток к пациенту П поступает от источника высокочастотных колебаний И через вакуумный или заполненный графитом стеклянный электрод Э.

Второго электрода нет, так как цепь замкнута через тело пациента и окружающую среду так называемыми токами смещения (пунк-

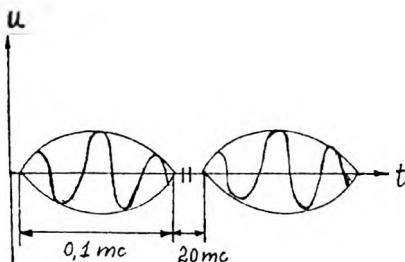


Рис.3

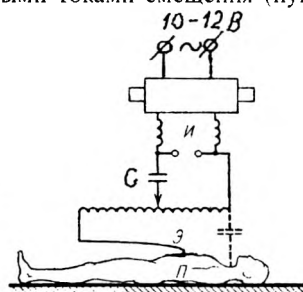


Рис.4

тирное изображение конденсатора). Нагрев тканей при дарсонвализации практически незаметен, так как сила тока очень мала. При местной дарсонвализации происходит раздражение кожных рецепторов мелкими искрами, проскакивающими между телом пациента и электродом. Это вызывает расширение капилляров и артериол в зоне действия электрода, усиливает циркуляцию крови, стимулирует заживление ран и язв, улучшает обмен веществ, оказывает болеутоляющий эффект. Существенное действие оказывают поляризационные эффекты на клеточные мембраны.

3. Нагревание проводника в переменном магнитном поле.

Индуктотермия.

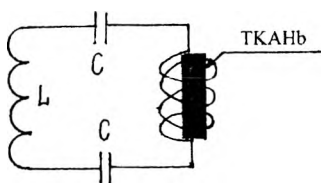


Рис.5

Электрическая схема нагревания тканей в переменном магнитном поле представлена на рис.5. Ткань помещена в катушку, внутри которой существует переменное магнитное поле с частотой 10-15 МГц. Это поле создает (индуцирует) в проводящих тканях

вихревые токи. Эти токи можно использовать для прогревания тканей и органов. Такой лечебный метод называется индуктотермией.

Рассчитаем количество выделенной теплоты в этом случае. ЭДС индукции ε_i равна:

$$\varepsilon_i = -\Phi'_i = -(BS)'_i = -(B_0 S \cos \omega_0 t)' = B_0 S \omega_0 \sin \omega_0 t,$$

где B_0 – максимальное значение вектора индукции магнитного поля.

По закону Ома:

$$I = \frac{\varepsilon_i}{R} = \frac{B_0 S \omega_0 \cdot \sin \omega_0 t}{\frac{l}{\rho \frac{S}{S}}} = \frac{B_0 \omega_0}{\rho} \cdot \frac{S^2}{l} \cdot \sin \omega_0 t.$$

где $I_0 = \frac{B_0 \omega_0}{\rho} \cdot \frac{S^2}{l}$; $I_{\Phi} = \frac{B_{\Phi} \cdot \omega_0}{\rho} \cdot \frac{S^2}{l}$.

Тогда $j_{\Phi} = \frac{I_{\Phi}}{S} = \frac{B_{\Phi} \cdot \omega_0}{\rho} \cdot \frac{S}{l}$.

Ранее мы показали, что количество теплоты, выделенное в 1 м^3 ткани

за 1 секунду: $q = j_{\Phi}^2 \cdot \rho = \frac{B_{\Phi}^2 \cdot \omega_0^2}{\rho} \cdot \frac{S^2}{l^2} = k \frac{B_{\Phi}^2 \cdot \omega_0^2}{\rho},$

где $k = \frac{S^2}{l^2}$ – коэффициент, зависящий от размеров образца.

Таким образом, при индуктотермии количество теплоты, выделяющейся в тканях, пропорционально квадратам частоты и индукции магнитного поля и обратно пропорционально удельному сопротивлению. Следовательно, при индуктотермии больше нагреваются ткани с меньшим удельным сопротивлением – кровь, печень. По сравнению с диатермией индуктотермия дает более глубокое прогревание, поскольку проводится на более высоких частотах. Индуктотермия дает хорошие результаты при лечении хронических воспалительных процессов в глубоко лежащих тканях: бронхит, пневмония, холецистит, нефрит и др.

4. Нагревание проводников и диэлектриков в ультравысокочастотном электрическом поле. УВЧ-терапия.

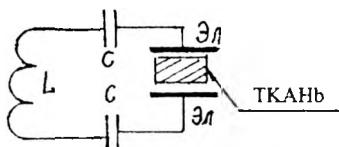


Рис.6

Электрическая схема нагревания ткани колебания УВЧ представлена на рис.6. Электроды не касаются ткани. Ткань расположена между пластинами конденсатора (терапевтические электроды), в котором существует переменное электрическое поле

частотой 40-50 МГц, что на порядок выше, чем при диатермии. Эти поля относятся к ультравысоким частотам, поэтому соответствующий физиотерапевтический метод получил название УВЧ-терапия.

а) Нагревание проводников в ультравысокочастотном электрическом поле.

Мощность тока в проводнике $P = \frac{U^2}{R}$, учитывая, что $U = E \cdot l$, а $R = \frac{\rho \cdot l}{S}$; получим $P = \frac{E^2 \cdot l^2 \cdot S}{\rho \cdot l} = \frac{E^2}{\rho} \cdot S \cdot l = \frac{E^2}{\rho} V$, где V – объем ткани.

Разделив P на V , получим количество теплоты, выделяющееся в единицу времени в единице объема проводящей ткани:

$$q = \frac{P}{V} = \frac{E^2}{\rho} = E^2 \gamma,$$

где E – эффективное значение напряженности поля, т.е. $E = E_{\text{эф}} = \frac{E_0}{\sqrt{2}}$; E_0 – амплитудное значение напряженности электрического поля.

б) Нагревание диэлектриков в ультравысокочастотном электрическом поле.

Рассмотрим диэлектрик с относительной диэлектрической проницаемостью ϵ , находящийся в переменном электрическом поле. В реальном диэлектрике имеются свободные ионы и электроны, которые под действием электрического поля приходят в движение и нагревают диэлектрик, т.е. возникает активный ток проводимости – $I_{\text{пр}}$. Кроме этого в диэлектрике происходит поворот дипольных молекул под действием поля и их ориентация вдоль силовых линий поля, т.е. есть ориентационный ток – $I_{\text{ор}}$. Поскольку существует сопротивление среды, препятствующее такой ориентации диполей, то часть энергии $I_{\text{ор}}$ идет на нагревание диэлектрика, т.е. является активной частью $I_{a, \text{ор}}$ ориентационного тока, другая же часть $I_{p, \text{ор}}$ будет реактивной (она не приводит к нагреванию).

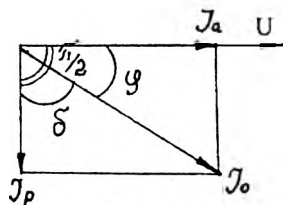


Рис. 7

Следовательно, в диэлектрике есть как активный ток $I_a = I_{\text{пр}} + I_{a, \text{ор}}$ (созданный токами проводимости и активной частью ориентационного тока), так и реактивный ток $I_p = I_{p, \text{ор}} + I_3$, где I_3 – ток, обусловленный электронной поляризацией. На векторной диаграмме активный ток совпадает по направлению с напряжением, а реактивный отстает на

$\pi/2$. Общий ток I_0 равен векторной сумме I_a и I_p (рис.7). Угол между общим током I_0 и реактивным I_p называется углом диэлектрических потерь δ . Найдем тангенс угла диэлектрических потерь. Из рис.7

$\operatorname{tg} \delta = \frac{I_a}{I_p}$ - он характеризует долю энергии электрического поля, рас-

ходуемой в диэлектрике на нагревание.

Из треугольников запишем соотношения для эффективных значений $I_{a,эф}$ и $I_{p,эф}$ - активной и реактивной составляющих тока:

$$I_{a,эф} = I_{p,эф} \cdot \operatorname{tg} \delta; \quad I_{a,эф} = I_{0,эф} \cdot \cos \varphi; \quad I_{p,эф} \cdot \operatorname{tg} \delta = I_{0,эф} \cdot \cos \varphi;$$

$$P = U_{эф} \cdot I_{0,эф} \cdot \cos \varphi = U_{эф} \cdot I_{p,эф} \cdot \operatorname{tg} \delta; \quad I_{p,эф} = U_{эф} \cdot \omega c;$$

$$U_{эф} = E_{эф} \cdot l; \quad c = \frac{\varepsilon \cdot \varepsilon_0 \cdot S}{l}; \quad V = S \cdot l;$$

$$P = U_{эф}^2 \cdot c \cdot \omega \cdot \operatorname{tg} \delta = E_{эф}^2 \cdot l^2 \cdot \frac{\varepsilon \varepsilon_0 S}{l} \cdot \omega \cdot \operatorname{tg} \delta = E_{эф}^2 \varepsilon \varepsilon_0 \cdot V \cdot \omega \cdot \operatorname{tg} \delta;$$

$$q = \frac{P}{V} = E_{эф}^2 \varepsilon \varepsilon_0 \cdot \omega \cdot \operatorname{tg} \delta.$$

Сопоставляя формулы для проводников и диэлектриков в поле УВЧ, можно отметить, что количество теплоты, выделяемое в обоих случаях, прямо пропорционально квадрату эффективной напряженности электрического поля, а для диэлектриков зависит от частоты поля. В аппаратах УВЧ используют частоту 40,58 МГц. В случае токов такой частоты диэлектрические ткани организма нагреваются сильнее проводящих.

При УВЧ-терапии нагрев костной, мышечной и жировой тканей происходит интенсивнее, чем нагрев кровеносных сосудов, лимфатических узлов. УВЧ-терапия оказывает ряд физико-химических воздействий: усиление активизации ферментов, изменение pH цитоплазмы.

5. Микроволновая терапия.

Физиотерапевтические методы, основанные на применении электромагнитных волн СВЧ-диапозона, получили название микроволновой терапии. Для этого вида высокочастотной терапии выделены волны 6,5 дм и $\nu=460$ МГц (дециметровая, или ДМВ-терапия) и 12,6 см и $\nu=2375$ МГц (сантиметровая, или СМВ-терапия). Электромагнитные колебания СВЧ создает магнетронный генератор (магнетрон-устройство, сочетающее в себе функции электронной лампы и колебательного контура). Электромагнитная волна направляется на соответствующий участок тела специальными излучателями, имеющими вид полых цилиндров. Цилиндр является волноводом, по оси которого распространяется ЭМ волна, выходящая из него наружу. Глубина

проникновения электромагнитных волн определяется строением ткани. Сантиметровые волны проникают в организм на глубину 2-6 см, а дециметровые – на глубину 7-9 см. Механизм физиологического действия микроволновой терапии, как и механизм любого другого метода, состоит из первичного и вторичного действий. Первичное действие – это непосредственное влияние микроволн на ткани, а вторичное – возникающее в ответ на первичное действие. Первичное действие имеет место непосредственно в облучаемом участке тела и состоит из теплового и нетеплового компонентов. В настоящее время наиболее разработана теория о тепловом действии СВЧ-полей на биологические объекты. Электромагнитная волна поляризует молекулы вещества и периодически меняет их ориентацию, так как они являются электрическими диполями. Она воздействует и на ионы биологических объектов и вызывает переменный ток проводимости. Таким образом, в веществе возникает как ток смещения, так и ток проводимости. Это вызывает нагревание вещества. Большую роль в нагревании вещества играют токи смещения, обусловленные переориентацией дипольных молекул воды. Поэтому наибольшее поглощение энергии происходит в тканях богатых водой – мышцы, кровь. Кости и жировые ткани нагреваются меньше. На границе раздела двух сред с разными коэффициентами поглощения электромагнитных волн, например, тканей с различным содержанием воды, могут возникать стоячие волны, создающие местный перегрев. Такие явления возникают в тканях с недостаточным кровоснабжением (хрусталик глаза, стекловидное тело).

Количество теплоты, выделяющееся в единицу времени в единице объема ткани определяется по формуле:

$$q = \varepsilon \varepsilon_0 E_{\Sigma\Phi}^2 \cdot \omega \cdot \operatorname{tg} \delta.$$

Нетепловое действие сводится к различным электрохимическим изменениям и структурным перестройкам в сложных биокolloидных системах (изменение осмотического давления в клетках, проницаемости биомембран, коллоидного состояния цитоплазмы). Эти изменения влияют на обменные процессы в клетках. Следует отметить, что это действие изучено меньше теплового.

Что касается вторичного механизма, то он сводится в основном к влиянию поглощенной энергии на рецепторы. Раздражение от рецепторов поступает через нервные каналы в центральную нервную систему. Таким образом, локальное облучение приводит к общему физиологическому эффекту.

ЛЕКЦИЯ № 17

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ СТРОЕНИЯ И ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ МЕМБРАН. ЯВЛЕНИЕ ПЕРЕНОСА.

1. Основные функции и строение биологических мембран.

Структурной единицей живого организма является клетка, выполняющая все основные жизненные функции. С помощью современных методов исследования структуры биологических объектов установлено, что важное значение в создании структуры клетки и ее функционирования имеют биологические мембраны. Мембраны, являясь универсальными структурами, выполняют многообразные и чрезвычайно важные для клетки функции: они окружают всю цитоплазму и ограничивают ее от окружающей среды, обеспечивают прочность и автономность клеток (механическая функция). Помимо мембраны, образующей наружный пограничный слой клетки, подобные мембранные структуры пронизывают цитоплазму и образуют оболочки всех клеточных органоидов: ядра, митохондрий, лизосом, аппарата Гольджи. Различного рода мембранные структуры в организмах животных и человека составляют колоссальную поверхность – десятки тысяч квадратных метров. Такая обширная структурная система указывает на ее важное функциональное значение. Мембраны регулируют обмен веществ клетки и служат ее осмотическим барьером (цитоплазматические мембраны), являются регулятором клеточного деления, играют большую роль в генерации и проведении потенциалов, в клеточном дыхании, являются местом локализации (служат основой, матрицей) для мембранных ферментов, макроэнергетических соединений, рецепторов и других встроенных в мембраны молекул, а также чувствительными приемниками и преобразователями световых, звуковых, механических и химических сигналов внешнего мира. Ряд жизненных процессов протекают на биологических мембранах. Многие болезни связаны с нарушением нормального функционирования мембран: канцерогенез, атеросклероз, отравление, вирусные и инфекционные заболевания, поражение организма УФ- и радиоактивным излучением. Поэтому лечение часто связано с воздействием на мембраны с целью нормализации их функций.

Несмотря на то, что мембраны имеют различный химический состав и осуществляют специфические функции в различных клетках, в общих чертах они обладают универсальным строением. Теория молекулярного строения клеточных мембран вначале базировалась на некоторых косвенных данных.

На основании анализа многочисленных исследований состава и свойств мембран Даниэлли и Давсон в 1935 году предложили модель строения биологической мембраны, которая, в основном, не претерпела существенных изменений до нашего времени. Согласно этой модели мембрана имеет структуру сэндвича – двойной липидный слой зажат между слоями белков (рис.1).

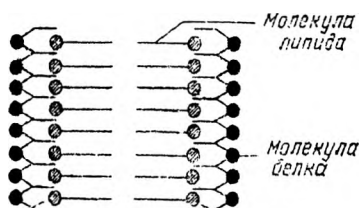


Рис.1

Липидные молекулы в слоях расположены перпендикулярно поверхности мембраны, гидрофильные концы молекул липидов направлены наружу, а гидрофобные – к центру мембраны. Наличие липидов в структуре биологических мембран подкрепляется результатами полученными при измерении электрических параметров клетки, которые свидетельствуют о высоком сопротивлении клеточной мембраны (порядка 1000 Ом/см^2), характерной для липидов, и значительной емкостью ($0,05 \text{ мкФ/м}^2$). Липиды связаны друг с другом гидрофобными взаимодействиями, а липиды и белки электростатическими силами. Белковые молекулы в форме глобул покрывают двойной слой фосфолипидов с обеих сторон, придавая ему тем самым определенную эластичность, устойчивость к механическим повреждениям, а так же низкое поверхностное натяжение ($0,1 \text{ дин/см}$). Полярные группы молекул белков направлены в сторону водной фазы, а неполярные – в сторону липидов.

В 1956 году модель была усовершенствована – введены в рассмотрение «поры» с тем, чтобы объяснить достаточно свободное проникновение через мембрану путем диффузии воды и таких гидрофильных соединений, как мочевины. Диаметр пор определяется косвенным путем по размерам водорастворимых молекул, которые еще способны проникать через мембрану внутрь клетки. С помощью этого и других методов было установлено, что диаметр пор составляет $0,35\text{--}0,8 \text{ нм}$. Поры могут иметь структуру длинного извитого канала. Количество пор в мембране не велико. В эритроцитах, например, вся площадь, приходящаяся на их долю, составляет примерно $0,06\%$ от общей поверхности мембраны. Поры изнутри выстланы слоем молекул белка. Полярные группы молекул белка направлены в сторону отверстия поры, а неполярные вступают во взаимодействие с молекулами липидов. Благодаря наличию полярных групп в порах, они обычно обладают электрическим зарядом, что оказывает большое влияние на процесс проникновения растворимых частиц через поры, в частности, ионов.

В дальнейшем было высказано множество гипотез о строении биологических мембран, но ни одна не стала общепринятой.

В 1972 году Сингер и Николсон на основании результатов полученных физическими и химическими методами исследования предложили модель, представляющую в настоящее время наиболее удовлетворительную - жидкостно-мозаичную, согласно которой фосфолипиды образуют двойной слой, но не обязательно непрерывный (двойной слой фосфолипидов, инкрустированный белками). Не вся поверхность биологической мембраны покрыта белками. Различают поверхностные (или периферические) и интегральные белки. За счет этих белков осуществляются важные функции мембраны: проницаемость, активный перенос через мембрану, генерация электрического потенциала. Липиды находятся в жидкой фазе. Белки включаются в слой липидов, но их полярные группы сохраняют контакт с водной фазой; есть белки, которые пронизывают мембрану насквозь, они формируют мембранные каналы, некоторые белки погружены в нее наполовину. Одни белки связаны друг с другом, другие в большей или меньшей степени окружены липидами (формально такое состояние можно сопоставить с гидротированными ионами). Распределение белков неравномерно. Согласно электронно-микроскопическим данным, концентрация их на внутренней поверхности выше, чем на наружной. Белки довольно подвижны, т.е. мембрана не является неподвижной структурой. Липиды и белки обмениваются местами, перемещаясь как вдоль ее плоскости, так и поперек - так называемый "флип-флоп". В состав мембран входят и другие химические соединения: холестерин, гликолипиды, гликопротеиды.

2. Липидные модельные мембраны.

Природная мембрана очень сложная система, поэтому пытаются создавать различные модели, воспроизводящие ее структуру и свойства.

Об организации молекул липидов в мембранах дают представления модели в виде искусственных мономолекулярных пленок (монослойная липидная мембрана - МЛМ). Техника получения искусственных плоских мембран была разработана Ленгмюром еще в 1917 году.



Рис.2

Если на поверхность воды нанести каплю растворенных в каком-либо летучем растворителе фосфолипидов, то после распределения их молекул по водной поверхности и испарения растворителя образуется мономолекулярная пленка (рис.2). При полном насыщении поверхностного слоя

адсорбированные молекулы липидов располагаются перпендикулярно к поверхности воды таким образом, что в воду погружается гидрофильная (полярная) головка, а неполярная углеводородная цепь направлена вертикально вверх. Такой ориентированный слой молекул называют "частоклом Ленгмюра". Толщина такой мономолекулярной пленки в случае стеариновой кислоты составляет 2,5 нм. Молекулы фосфолипидов в таком монослое располагаются так же плотно, как в одном из бислоев мембраны. Если стеклянную пластинку опустить в воду, на поверхности которой находится мономолекулярная пленка, то эту пленку можно перенести на поверхность пластинки. При повторных погружениях на пластинке возникают бимолекулярные пленки.

Вторая модель мембран - плоские бислоиные липидные мембраны (БЛМ). Впервые такую мембрану создал П. Мюллер со своими сотрудниками в 1962 году. Для этого на отверстие в тефлоновой пластинке наносили раствор фосфолипидов в гептане. Затем пластинку помещали в раствор хлорида калия. По мере диффузии растворителя из капли в водную фазу отверстие оказывалось закрытым бислоиной фосфолипидной мембраной, толщиной 5-7 нм и диаметром немного более 1 мм. Такая мембрана может длительно существовать в водном растворе солей. Модели мембран такого рода сыграли большую роль в выяснении механизма действия веществ - ионофоров (например, антибиотиков типа валиномицина), а также ряда других соединений модифицирующих проницаемость мембраны, в том числе, лекарственных препаратов, токсинов и т.д. На подобных моделях исследователи изучали электропроводность, транспорт через них ионов, их проницаемость для различных веществ, а также механические и оптические свойства.

Третьей модельной системой, которая широко используется в настоящее время, является липосомы. Липосомы - это фосфолипидные

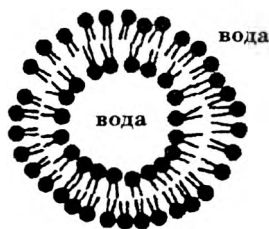


Рис.3

пузырьки (везикулы). Они могут быть получены путем встряхивания сухих фосфолипидов в водно-солевом буфере. Суспензия липосом - очень удобный объект для изучения структуры липидов бислоя (рис.3), т.к. строение этого слоя близко к строению в липосомах и биологических мембранах, мембранах митохондрий, эндоплазматического ретикула, эритроцитов и др. клеток.

Липосомы нашли применение в медицине. Например, можно включить внутрь липосомы лекарственный препарат и использовать ее как фосфолипидную микрокапсулу для

доставки лекарства в определенные орган и ткани. Липосомы не токсичны (при правильном подборе липидов) и полностью усваиваются организмом.

Основная ценность метода искусственных мембран заключается в том, что он позволяет изучить сложные биофизические процессы в мембранах, поскольку исследования проводятся на сравнительно простых системах. Он позволяет на искусственных мембранах исследовать процессы самоорганизации биологических структур, которые пока еще не полностью изучены.

3. Некоторые физические свойства мембран и методы их исследования.

Основу биологической мембраны составляет двойной слой молекул фосфолипидов. Липидный компонент мембран определяет их следующие свойства: механические, оптические, электрические (R , C), осмотические (непроницаемость для ионов и проницаемость для воды). В мембране содержатся разные фосфолипиды. Например, в мембране эритроцитов их около 20.

С электрической точки зрения мембрана представляет собой диэлектрик с относительной диэлектрической проницаемостью от 2 до 6. Экспериментально показано, что между двумя сторонами мембраны существует разность потенциалов 50-80 мВ. Учитывая толщину мембраны эта разность потенциалов приводит к возникновению очень высокой напряженности порядка 10^4 - 10^5 В·см⁻¹.

Липиды составляют 20-30% сухого веса мембраны, при этом считается, что на одну молекулу белка приходится приблизительно 75-90 молекул липидов. Белки, входящие в состав мембран, весьма разнообразны.

Молекула фосфолипидов состоит из двух функционально различных частей. Неполярный гидрофобный "хвост" (остатки жирных кислот) - длинная прямая углеводородная цепь (CH_2 ; CH_3), к которой не могут присоединяться молекулы воды. Эта углеводородная цепь присоединяется к более сложной структуре ("головке"), содержащей атомы углерода, водорода, кислорода, фосфора, азота. Эта фосфорсодержащая часть молекулы является электрически полярной и притягивает к себе молекулы воды, которые также являются полярными. Таким образом, один конец фосфолипидной молекулы обладает гидрофильными, а второй - гидрофобными свойствами. В головке фосфолипида имеются разноименно заряженные группы, расположенные на некотором расстоянии друг от друга, т.е. представляющие собой диполь.

Биологические мембраны, толщина которых примерно равна 7-8 нм, представляют собой как бы два монослоя на поверхности раздела: вода-липид. Силой, сжимающей монослой в мембране, оказывается поверхностное натяжение на границе вода-липидная фаза. Это поверхностное натяжение имеет величину 0,03-1 мН/м и приводит к сжатию бислоя. Вязкость липидного слоя мембран на два порядка выше вязкости воды и равна 30-100 мПа·с (сравнима с вязкостью подсолнечного масла). Многие болезни связаны с отклонением микровязкости липидной фазы от нормы. Например, канцерогенез связан со снижением ее, а при старении организма вязкость увеличивается.

Изменение состояния липидной молекулы, связанное с изменением температуры, химической модификацией жирнокислотного "хвоста" или же с изменением заряда головки, сопровождается изменением площади, занимаемой молекулами. К такому же результату приводит — взаимодействие мембран с лекарственными препаратами, например, с анестетиками.

В биологических мембранах липиды находятся преимущественно в жидкокристаллическом состоянии. При изменении поверхностного натяжения жидкости на границе мембрана - окружающий раствор, поверхностного заряда или температуры в липидной фазе мембран могут происходить локальные или генерализованные фазовые переходы из жидкокристаллического в гель-состояние, которое условно иногда называют твердокристаллическим. Переходы обусловлены сложными физическими свойствами фосфолипидов, которые принадлежат к соединениям с длинными углеводородными цепочками. Они способны образовывать несколько кристаллических форм. Жидкокристаллическое состояние бислоя имеет меньшую вязкость, меньшую упорядоченность молекул, большую ионную проводимость, большую растворимость веществ, чем твердое состояние. Толщина жидкокристаллического бислоя меньше, чем твердокристаллического. Конформация (структура) молекул в жидком и твердом состоянии различна, в чем можно убедиться при рентгеноструктурном анализе. В жидкой фазе молекулы фосфолипидов могут образовывать полости ("кинки"), в которые способны внедряться молекулы диффундирующего вещества и которые способны перемещаться.

Для исследования некоторых физических свойств биологических мембран используется метод флуоресцентного анализа (с использованием флуоресцентных зондов и меток). В нормальном состоянии мембрана не флуоресцирует. Чтобы произвести исследования, необходимо вводить в мембрану молекулы или молекулярные группы, способные к флуоресценции (ДМХ-диметиламинохалкон; АНС-анилин-нафталин-сульфонат и др.). Флуоресцентный анализ дает возможность исследовать подвижность фосфолипидных молекул в

мембране, оценить вязкость липидной фазы (микровязкость мембран), по смещению флюоресценции в более короткую область спектра при увеличении вязкости.

Микровязкость можно оценить по степени поляризации P флюоресцентного излучения при освещении мембраны поляризованным светом: $P = \frac{J_{\text{пол}}}{J_{\text{сумм}}} < 1$, где $J_{\text{пол}}$ – интенсивность поляризованного света; $J_{\text{сумм}}$ – суммарная интенсивность флюоресценции.

Излучение флюоресценции оказывается лишь частично поляризованным (мембрана освещается полностью поляризованным светом). Чем больше подвижность молекулы (флюоресцирующей), тем меньше вязкость, тем меньше степень поляризации.

Наиболее полное представление об агрегатном состоянии липидных бислоев дают методы радиоспектроскопии – электронный парамагнитный резонанс (ЭПР) с использованием метода спиновых зондов и ядерный магнитный резонанс (ЯМР).

ЭПР – это явление резкого возрастания поглощения энергии электромагнитного излучения (микроволновый диапазон) системой парамагнитных частиц (обладают не спаренными электронами и не скомпенсированным магнитным моментом), помещенных в постоянное магнитное поле, при резонансной частоте волны $\nu_{\text{рез}}$. Спектром ЭПР называют зависимость энергии (E) поглощения электромагнитной волны от величины магнитной индукции B (рис. 4). При помощи ЭПР можно изучать лишь объекты, обладающие не спаренными электронами (свободные радикалы). Поэтому в изучаемую систему, производя соответствующий химический синтез, вводят спиновые метки – (спин-зонды) – соединения представляющие собой различные нитроксильные

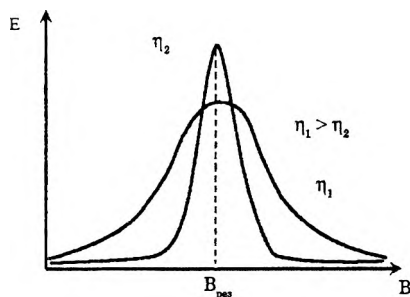


Рис.4

ЭПР называют зависимость энергии (E) поглощения электромагнитной волны от величины магнитной индукции B (рис. 4). При помощи ЭПР можно изучать лишь объекты, обладающие не спаренными электронами (свободные радикалы). Поэтому в изучаемую систему, производя соответствующий химический синтез, вводят спиновые метки – (спин-зонды) – соединения представляющие собой различные нитроксильные

радикалы (NO), которые можно присоединить к любому атому углерода углеводородной цепочки молекулы липида.

Применение ЭПР основано на том, что форма кривой поглощения зависит от свойств окружения свободного радикала и в первую очередь от микровязкости среды (рис.4). В жидкокристаллической фа-

зе жирнокислотные цепи фосфолипидов обладают значительной подвижностью, чем в твердой фазе.

Этим методом было отмечено снижение подвижности при увеличении содержания холестерина, при перекисном окислении липидов, действии ряда лекарственных веществ. Увеличение подвижности отмечено при тиреотоксикозах и ряде других патологий. Но при этом методе изучается химически измененная молекула фосфолипидов.

Изучение подвижности различных участков немодифицированных молекул фосфолипидов позволяет осуществить метод ядерного магнитного резонанса (ЯМР). Ядерный магнитный резонанс – это явление резкого возрастания поглощения энергии электромагнитной волны системой атомных парамагнитных ядер, помещенных в постоянное магнитное поле, при резонансной частоте волн $\nu_{\text{рез}}$. В биологическом объекте содержится много парамагнитных ядер ^1H - протонов, что дает возможность применять их для исследования методом ЯМР. При ЯМР частота переменного электромагнитного поля меньше, чем при ЭПР.

4. Общее уравнение переноса. Диффузия. Уравнение Фика.

Важным элементом функционирования мембран является их способность пропускать или не пропускать молекулы (атомы) и ионы.

Проницаемость обусловлена целым рядом важных физических явлений и, в частности, переносом молекулами веществ (в процессе движения) своих физических характеристик: массы, энергии, импульса и т.д. Механизм переноса всех этих характеристик одинаков и все явления, связанные с их переносом, объединены общим названием

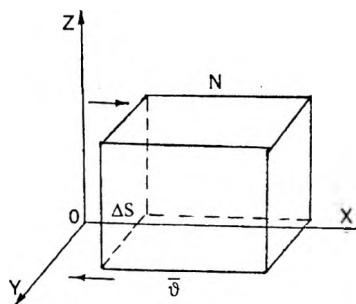


Рис.5

явления переноса. Исходя из представлений

молекулярно-кинетической теории, выведем общее для явлений переноса уравнение переноса (на примере газа). С этой целью определим прежде всего количество молекул, переходящих за промежуток времени Δt через некоторую воображаемую площадку ΔS , помещенную в газе. Ось OX ориентирована перпендикулярно ΔS (рис.5). Через площадку проходит

$1/3$ всех молекул, движущихся вдоль OX ($1/6$ – слева направо; $1/6$ – справа налево). Слева направо за 1 секунду пройдет через ΔS $1/6$ всех молекул, находящихся в объеме

прямоугольного параллелепипеда с основанием ΔS и высотой, равной средней скорости движения молекул \bar{v} , т.е. $1/6 \Delta S \bar{v} n_0$, где n_0 - число молекул в единице объема. За время Δt пройдет:

$$N = \frac{1}{6} n_0 \Delta S \bar{v} \Delta t. \quad (1)$$

Эти молекулы переносят через площадку свои физические характеристики.

Рассмотрим общий механизм переноса, не конкретизируя, какую именно величину переносят молекулы и обозначим ее через ϕ . Тогда количество физической характеристики, перенесенное молекулами в одном направлении через площадку ΔS за Δt :

$$(N\phi) = \frac{1}{6} (n_0 \phi) \bar{v} \cdot \Delta S \cdot \Delta t. \quad (2)$$

Очевидно, что такое количество будет перенесено и в обратном направлении.

Предположим теперь, что рассматриваемый газ неоднороден по своим свойствам, т.е. у него различная концентрация в различных местах и сами молекулы имеют неодинаковое значение ϕ . Тогда количество физической величины, содержащейся в единице объема, также будет различно в разных местах. Пусть количество (ϕn_0) убывает в положительном направлении OX , будучи равным $(n_0 \phi)_1$ слева от площадки ΔS и $(n_0 \phi)_2$ - справа от нее (рис.6). В этом случае имеет место перенос физической величины $(N\phi)$ через площадку ΔS слева направо, он равен:

$$\begin{aligned} \Delta(N\phi) &= (N\phi)_1 - (N\phi)_2 = \frac{1}{6} [(n_0 \phi)_1 - (n_0 \phi)_2] \cdot \bar{v} \cdot \Delta S \cdot \Delta t = \\ &= \frac{1}{6} \Delta(n_0 \phi) \cdot \bar{v} \cdot \Delta S \cdot \Delta t. \end{aligned} \quad (3)$$

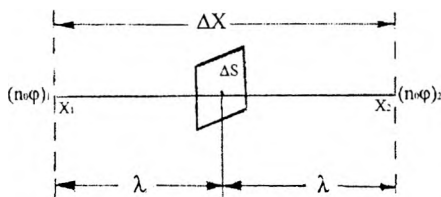


Рис.6

Теперь остаётся только выяснить, на каком расстоянии от ΔS следует взять значение $n_0 \phi$. Обмен значениями ϕ и изменение концентрации n_0 происходит только при столкновениях молекул, т.е. на расстоянии λ (длина свободного пробега). Можно полагать, что $n_0 \phi$ сохраняется неизменным на расстоянии

λ слева и справа от площадки. На этих расстояниях будем брать зна-

чение ($n_0\varphi$). Умножив и разделив на 2λ правую часть формулы (3), получим:

$$\Delta(N\varphi) = \frac{1}{3} \frac{\Delta(n_0\varphi)}{2\lambda} \lambda \bar{g} \cdot \Delta S \cdot \Delta t. \quad (4)$$

Величину $\frac{\Delta(n_0\varphi)}{2\lambda} = \frac{\Delta(n_0\varphi)}{\Delta x}$ - называют градиентом ($n_0\varphi$), т.е.

$$\Delta(N\varphi) = -\frac{1}{3} \lambda \bar{g} \frac{\Delta(n_0\varphi)}{\Delta x} \Delta S \cdot \Delta t. \quad (5)$$

Знак минус обусловлен тем, что перенос физической величины происходит в направлении, противоположном градиенту (grad φ направлен справа налево, а перенос φ - слева направо).

Выражение (5) называют уравнением переноса. На его основании рассмотрим конкретное явление переноса - диффузию, имеющую важное значение для проницаемости веществ в живых системах. Пусть плотность газа убывает в направлении оси ОХ: ρ_1 и ρ_2 - плотности на расстоянии λ влево и направо от ΔS : $\rho_1 > \rho_2$ (рис. 7). Так как $\rho = n_0 m$, где m - масса молекулы, то $n_{01} > n_{02}$.

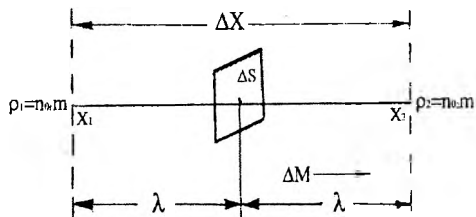


Рис.7

Учитывая в уравнении (5), что переносимой величиной будет масса молекулы, т.е. $\varphi = m$, получим: $n_0\varphi = n_0m = \rho$; $\Delta(N\varphi) = \Delta(Nm) = \Delta M$, где ΔM - масса газа, переносимая путем диффузии за время Δt через площадку ΔS , перпендикулярную направлению

убывания плотности. Тогда: $\Delta M = -\frac{1}{3} \lambda \bar{g} \frac{\Delta \rho}{\Delta x} \Delta S \cdot \Delta t$. Обозначим

$\frac{1}{3} \lambda \bar{g} = D$ и запишем: $\Delta M = -D \frac{\Delta \rho}{\Delta x} \cdot \Delta S \cdot \Delta t$, где D - коэффициент диффузии, размерность которого $[m^2/c]$. Откуда следует, что масса газа ΔM , переносимая благодаря диффузии через площадку ΔS , перпендикулярную оси Ох, в направлении которой убывает плотность, пропорциональна площади этой площадки, промежутку времени Δt и градиенту плотности $\Delta \rho / \Delta x$ (уравнение диффузии, закон Фика).

Уравнение Фика может быть записано через плотность потока вещества: $\Phi = \frac{\Delta M}{\Delta t \Delta S}$, $\Phi = -D \frac{dc}{dx}$; где $\frac{dc}{dx}$ - градиент концентрации.

ЛЕКЦИЯ № 18

ТРАНСПОРТ ВЕЩЕСТВ ЧЕРЕЗ БИОЛОГИЧЕСКИЕ МЕМБРАНЫ.

1. Пассивный перенос молекул (атомов) через биологические мембраны. Разновидности пассивного переноса.

Важным элементом функционирования биологических мембран является их способность пропускать или не пропускать молекулы (атомы) и ионы. Перенос веществ в клетку и обратно в окружающую среду является сложным процессом и может осуществляться многими способами. В зависимости от того, чем представлен источник энергии для переноса веществ, что является движущей силой перемещения, все виды переноса можно разделить на пассивный и активный перенос (транспорт). Пассивный транспорт веществ осуществляется за счет энергии, сконцентрированной в каком-либо градиенте и не связан с затратой химической энергии, т.е. энергии гидролиза АТФ. Он происходит всегда по направлению градиента, т.е. от более высокого энергетического уровня к более низкому (например, от мест с большей концентрацией C_1 к местам с меньшей - C_2), т.е. может быть обусловлен различными градиентами, существующими в биологических системах.

Наиболее существенными явлениями пассивного переноса для биологических мембран являются: простая диффузия, облегченная диффузия и фильтрация:

а) рассмотрим в качестве примера простой диффузии поток незаряженных частиц через биологическую мембрану толщиной l . Преобразуем уравнение Фика $\Phi = -D \frac{dc}{dx}$ применительно к биологической

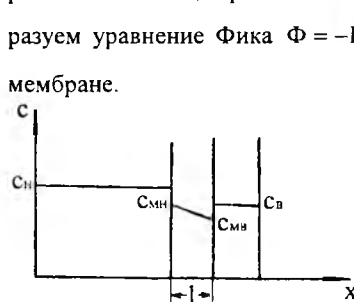


Рис.1

Если концентрация частиц слева от мембраны (внешняя) C_n выше, чем справа (внутренняя) C_b (см.рис.1), то внутри мембраны создается градиент концентрации. В уравнении Фика градиент концентрации можно считать постоянной величиной, тогда:

$$\Phi = -D \frac{(C_{мн} - C_{мв})}{l},$$

где $C_{мн}$ и $C_{мв}$ - концентрация вещества в мембранах у ее границ, определяемые концентрациями C_v и C_n в водной фазе и коэффициентом распределения K вещества между мембраной и окружающей водной фазой; l - толщина мембраны, $K = C_{мв}/C_v = C_{мн}/C_n$. Окончательно

$$\text{получим: } \Phi = -\frac{Dk}{l}(C_n - C_v) = -P(C_n - C_v),$$

где $P = Dk/l$ - величина, называемая коэффициентом проницаемости.

Это уравнение известно под названием закона Фика для пассивного переноса веществ (диффузия) через мембрану (уравнение для плотности потока при диффузии через мембрану). В живой клетке такая диффузия обеспечивает прохождение кислорода и углекислого газа, а также ряда лекарственных веществ и ядов.

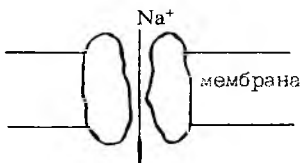


Рис.2

Диффузия может проходить через липидные и белковые поры или каналы, которые образуют в мембране проход (рис.2). Этот вид переноса допускает проникновение через мембрану не только малых молекул, например, молекул воды, но и более крупных ионов. Проницаемость при этом определяется разме-

рами молекул.

Диффузия через поры также описывается диффузным уравнением, однако, наличие пор увеличивает коэффициент проницаемости P . Каналы могут проявлять селективность или избирательность по отношению к разным ионам, это проявляется в различных проницаемостях для них.

б) Облегченная диффузия происходит при участии молекул-переносчиков. Было обнаружено, что скорость проникновения в клетку глюкозы, глицерина, аминокислот не имеет линейной зависимости от разности концентраций. При определенных концентрациях веществ скорость их проникновения намного больше, чем следует ожидать для простой диффузии. При увеличении разности концентраций скорость возрастает в меньшей степени, чем это следует из уравнения простой диффузии.

В данном случае наблюдается облегченная диффузия. Механизм

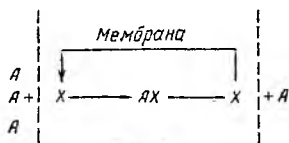


Рис.3

ее состоит в том, что данное вещество A самостоятельно плохо проникает через мембрану, но скорость диффузии значительно возрастает, если молекулы A образуют комплекс с молекулой X вспомогательного вещества (рис.3), которое, как полагают, растворяется в липидах мем-

бран. На поверхности мембраны молекула А образует с молекулой Х комплекс АХ, который диффундирует в клетку. У внутренней поверхности молекула А освобождается, а молекула Х диффундирует наружу и связывается с новыми молекулами А. Если концентрацию вещества в среде повысить до такой степени, чтобы все молекулы вещества Х будут использованы, то скорость диффузии при повышении концентрации вещества А возрастет не будет.

Наиболее известна способность молекулы валиномицина (антибиотик) переносить через модельные бислойные мембраны ионы калия. Молекула антибиотика захватывает ион K^+ , образуя растворимый в липидах комплекс, и проходит через мембрану. За способность переносить ионы через мембрану валиномицин и другие родственные ему соединения получили название ионофоров.

Облегченная диффузия может осуществляться и с помощью фиксированных переносчиков. Переносчики Х могут образовывать временную цепочку поперек мембраны

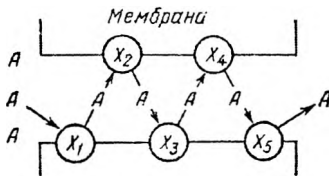


Рис.4

рис.4) или выстилать изнутри пору, а молекула переносимого вещества А способна перемещаться от одного ее звена к другому (в варианте эстафетной передачи). При этом предполагается, что пространство в поре недостаточно велико для прохождения через нее частиц, если только они не

способны к специфическому взаимодействию с переносчиками.

Механизм участия вспомогательных веществ в диффузии подтверждается также наличием конкуренции между веществами при их проникновении в клетку, т.е. добавление дополнительного вещества В в среду, способного образовывать комплекс с веществом Х, уменьшает поступление в клетку вещества А. В настоящее время природа соединений, облегчающих диффузию, еще не установлена. Полагают, что это подвижные комплексы, растворимые в клеточных мембранах. Этим объясняется проникновение в клетку веществ, не растворимых в липидах и имеющих молекулы большие по размеру, чем диаметр клеточных пор.

в) Фильтрацией называется движение жидкости через поры в мембране под действием градиента гидростатического давления. Скорость переноса воды подчиняется закону Пуазейля, описывающего истечение жидкости из капилляра под давлением:

$$\frac{dv}{dt} = \frac{P_1 - P_2}{\omega} = \frac{\pi r^4 (P_1 - P_2)}{8\eta l},$$

где dv/dt - объемная скорость переноса воды; r - радиус поры; (P_1-P_2) - разность давлений на концах поры. Это явление наблюдается при переносе воды через стенки кровеносных сосудов (капилляров). Явление фильтрации играет важную роль во многих физиологических процессах. Так, например, образование первичной мочи в почечных нефронах происходит в результате фильтрации плазмы крови под действием давления крови. При некоторых патологиях фильтрация усиливается, что приводит к отекам.

2. Перенос ионов через мембрану. Уравнение Нернста-Планка.

На биологической мембране существует разность потенциалов, следовательно, в мембране имеется электрическое поле, которое оказывает влияние на диффузию заряженных частиц - ионов и электронов. Между напряженностью поля и потенциалом существует известное соотношение: $E = -d\phi/dx$. Если заряд q иона равен $Z \cdot e$, то на него будет действовать сила $f = Eq = -Z \cdot e \cdot \frac{d\phi}{dx}$, а сила, действующая на

один моль ионов, будет равна: $f_1 = -Z \cdot e \cdot N_A \frac{d\phi}{dx} = -ZF \frac{d\phi}{dx}$, где N_A - число Авогадро, $F = eN_A$ - число Фарадея. Скорость направленного движения ионов пропорциональна движущей силе: $\mathcal{Q} = U_m f_1 = -U_m ZF \frac{d\phi}{dx}$, где U_m - подвижность ионов, выраженная для моля. Поток ионов, прошедших через площадку S за 1 секунду будет равен объему параллелепипеда ($\mathcal{Q}S$) на молярную концентрацию ионов C (Кмоль/м³), а плотность потока: $\Phi = \mathcal{Q}C = -U_m ZFC \frac{d\phi}{dx}$.

В общем случае перенос ионов определяется двумя факторами: градиентом концентрации и действием электрического поля

$$\Phi = -D \frac{dc}{dx} - U_m ZFC \frac{d\phi}{dx}.$$

А.Энштейн доказал, что коэффициент диффузии пропорционален температуре $D = U_m RT$, тогда: $\Phi = -U_m RT \frac{dc}{dx} - U_m ZFC \frac{d\phi}{dx}$. (1)

(1) - уравнение Нернста-Планка.

Учитывая, что потенциал внутри мембраны изменяется линейно в зависимости от координаты x , т.е. $d\phi/dx$ - постоянная величина, поэтому

вместо $d\phi/dx$ в уравнении Нернста-Планка можно записать $\frac{\phi_m}{l}$,

где ϕ_m - мембранный потенциал, а l - толщина мембраны.

Отсюда:
$$\Phi = -RTU_m \frac{dc}{dx} - ZU_m FC \frac{\phi_m}{l}.$$

В эту формулу вместо RTU_m подставим коэффициент диффузии ионов в мембране: $D=RTU_m$ и учтем, что выражение $\phi_m ZF/RT = \psi$ - называют безразмерным потенциалом, получим уравнение Нернста-Планка в

виде:
$$\Phi = -D \left(\frac{dc}{dx} + \frac{\psi c}{l} \right).$$

Путем ряда преобразований окончательно выражение для плотности потока ионов можно представить:
$$\Phi = P\psi \frac{C_v - C_n l^{-\psi}}{e^{-\psi} - 1}. \quad (2)$$

Это уравнение устанавливает количественную связь между разностью концентраций ионов C_v и C_n , мембранным потенциалом (ϕ_m или ψ), проницаемостью мембраны для ионов (P) и плотностью потока (Φ).

Было установлено, что направление потока через мембрану в большей степени зависит от уровня обмена веществ. При нарушении соотношений между процессами ассимиляции и диссимиляции высокомолекулярных соединений, входящих в состав цитоплазмы, направление потока веществ может изменяться на обратное. Так в молодых клетках происходит накопление ионов K^+ и фосфатов за счет включения последних в нуклеотиды. По мере же старения клеток, например, эритроцитов при хранении консервированной крови, в них происходит распад нуклеотидов. Фосфаты отщепляются и вместе с ионами калия переносятся во внеклеточную жидкость. Подобный выход ионов K^+ наблюдается при действии ядов на эритроциты, влияющих на обмен веществ. Выход фосфатов характерен для распада раковых клеток. При некоторых функциональных сдвигов, например, при мышечной работе, резко повышается проницаемость, создаются новые концентрационные градиенты таких веществ, как молочная, уксусная, фосфорсодержащая кислоты, что обуславливает их перенос из клеток в окружающую тканевую жидкость. При отмирании клеток возникает необратимое увеличение проницаемости и утрата ее избирательного характера.

3. Активный транспорт веществ. Молекулярная организация систем активного транспорта.

Перенос веществ из клетки в окружающую среду и из среды в клетку может осуществляться не только с помощью различных видов пассивного транспорта, вследствие которого градиенты клетки имеют тенденцию к уменьшению. Пассивный перенос всегда стремится выровнять неравномерность в распределении веществ между клеткой и средой.

Экспериментально установлено, что клеточное содержание значительно отличается по своему составу и концентрации от окружающей клетку среды. Неравномерно распределены ионы K^+ и Na^+ в клетке и окружающей среде (в эритроцитах, в мышечных, нервных волокнах K^+ в 30-50 раз больше, чем в плазме крови и лимфе). Ионов N^+ в цитоплазме клетки в 8-10 раз меньше, а ионов Cl^- в 50 раз меньше, чем во внеклеточной жидкости. Такие различия обусловлены не только диффузией под влиянием различных градиентов, но и другими факторами.

Наряду с пассивным транспортом в мембранах клетки происходит перенос молекул и ионов в сторону большего электрохимического потенциала (молекулы переносятся в область большей их концентрации, а ионы - против силы, действующей на них со стороны электрического поля).

При противогradientном переносе клетка должна совершать определенную работу и затрачивать на это свободную энергию. Такой перенос веществ называется активным переносом, он совершается с затратой энергии метаболических процессов, поэтому может приводить к аномальным величинам распределения. Подсчитано, что примерно 10% всей энергии, вырабатываемой эритроцитами, идет на поддержание неравномерного распределения катионов. Явление активного переноса к настоящему времени обнаружено у большинства клеток и тканей.

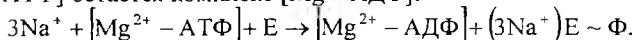
Большинство ученых придерживаются мнения, что в клетках имеются насосы, работающие за счет свободной энергии гидролиза АТФ, осуществляемого особыми ферментами-переносчиками - транспортными АТФ-азами (аденозинтрифосфатаза). Известны три основные системы активного транспорта ионов в живой клетке, обеспечивающие перенос ионов Na^+ и K^+ ; Ca^{++} и H^+ через биологические мембраны.

Большое количество работ посвящено исследованию активного переноса ионов калия и натрия через клеточные мембраны. Это объясняется их большой ролью в таких важных явлениях, как генерирование биоэлектрических потенциалов и проведение возбуждения. По мнению ряда ученых в мембране существует механизм, названный сопряженным «натрий-калиевым насосом», который обеспечивает наличие двух встречных потоков этих ионов во время физиологического покоя клетки, т.е. в мембранах имеется один общий переносчик ионов калия и натрия. Три иона Na^+ , перенесенные из клетки, отщепляются у ее наружной поверхности и к переносчику присоединяются ионы калия, которые переносятся на внутреннюю поверхность мембраны.

Из всех АТФ-аз, имеющих в клетке, решающее значение для транспорта ионов K^+ и Na^+ имеет АТФ-аза, активируемая этими же ионами (Na^+-K^+ -АТФ-аза) и еще ионами магния.

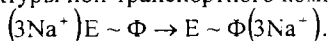
Рассмотрим основные этапы (по Владимирову Ю.А.) сопряженного с гидролизом АТФ переноса ионов K^+ и Na^+ через биологические мембраны. Процесс переноса ионов K^+ и Na^+ протекает в несколько стадий:

1. Первый этап работы K^+-Na^+ -АТФ-азы – связывание на внутренней поверхности мембраны субстратов: трех ионов $3Na^+$ и АТФ в комплексе с Mg^{2+} . На этом этапе, активируемом ионами Na^+ , происходит фосфорилирование фермента внутри клетки, а от комплекса $[Mg^{2+}-АТФ]$ остается комплекс $[Mg^{2+}-АДФ]$:

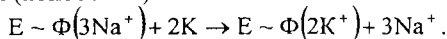


Ионы натрия присоединяются к определенному центру связывания на поверхности фермента.

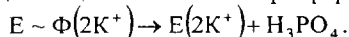
2. Перенос центра связывания на внешнюю поверхность мембраны (транслокация №1). Такой перенос сопровождается изменением пространственной структуры ион-транспортного комплекса:



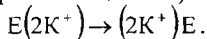
3. Отсоединение у внешней поверхности $3Na^+$ и замена их $2K^+$ из внешней среды (ионообмен):



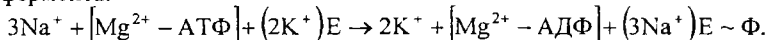
4. Далее происходит отщепление остатка фосфорной кислоты:



5. Перенос ионов центра связывания с ионами калия на внутреннюю поверхность мембраны (транслокация №2):



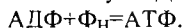
6. Отщепление $2K^+$ и присоединение $3Na^+$ и фосфорилирование фермента:



Калий-натриевый насос работает за счет энергии гидролиза АТФ с образованием молекул АДФ и неорганического фосфата:



Работа насоса обратима. Градиент концентраций ионов способствует синтезу молекул АТФ из молекул АДФ и фосфата Φ_H :



Экспериментально было доказано, что для ряда тканей при расходовании одного моля АТФ переносится 3-4 грамм-эквивалента ионов натрия.

До настоящего времени не удалось выяснить один из важнейших вопросов при работе калий-натриевого насоса: чем объяснить, что на

внутренней поверхности мембраны переносчик обладает сродством к натрию, а на внешней – к калию.

Перенос $2K^+$ внутрь клетки и выброс $3Na^+$ наружу приводит, в итоге, к переносу одного положительного заряда из цитоплазмы в окружающую среду.

Это способствует появлению мембранного потенциала (со знаком «минус» внутри клетки). Таким образом, Na^+-K^+ - насос является электрогенным.

Величина работы, которую необходимо совершить для переноса ионов при функционировании переносчика зависит как от градиентов концентрации K^+ и Na^+ , так и от мембранного потенциала ϕ_m :

$$\Delta G = 2RT \ln \frac{[K^+]_в}{[K^+]_н} + 3RT \ln \frac{[Na^+]_в}{[Na^+]_н} + ZF\phi_m,$$

где $Z=1$, так как в цикле работы Na^+-K^+-ATP -азы переносится один положительный заряд в область более высокой концентрации; $[K^+]_в$ и $[Na^+]_в$ – концентрация ионов во внутренней среде; $[K^+]_н$ и $[Na^+]_н$ – концентрация ионов снаружи; F – число Фарадея; T – абсолютная температура клетки; R – универсальная газовая постоянная.

Как показывают расчеты, в нервном волокне кальмары эта энергия составляет 41,2 кДж/моль. Примерно такую же работу совершает в каждом цикле Na^+-K^+-ATP -азы в саркомере (цитомембране) мышечных клеток и в эритроцитах.

До настоящего времени не было обнаружено явлений активного переноса анионов, в связи с чем считают, что их распределение между клеткой и средой происходит пассивно.

Следует отметить, что кроме активного переноса ионов существует активный перенос органических веществ в частности сахаров, аминокислот, нуклеотидов, изученный еще не достаточно. Установлено, что перенос аминокислот и сахаров в тонком кишечнике, в проксимальном канальце нефронов почки сопряжен с транспортом ионов Na^+ и это сопряжение осуществляется непосредственно на переносчике. Как и при активном транспорте ионов, при активном транспорте органических веществ перенос осуществляется против градиентов концентрации и требует затраты энергии метаболических процессов клетки. В результате активного транспорта органических веществ наблюдается их неравномерное распределение между цитоплазмой и внешней средой.

Ряд ученых предполагают, что в переносе ионов калия и натрия участвуют и липиды. Это заключение сделано на основании того, что при переносе ионов Na^+ и K^+ происходит их химическое изменение. Превращение фосфолипидов в мембранах играет роль пускового механизма в процессе переноса Na^+ через мембрану.

ЛЕКЦИЯ №19

БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ ПОТЕНЦИАЛЫ.

1. Мембранные потенциалы и их ионная природа.

Все процессы жизнедеятельности организма сопровождаются появлением в клетках и тканях электрических потенциалов, которые получили название биоэлектрических. Это явление лежит в основе возбудимости клетки, регуляции внутриклеточных процессов, работы нервной системы, регуляции мышечного сокращения. При этом имеется в виду разность потенциалов между двумя точками живой системы. Такие разности имеют место между содержимым живой клетки и окружающей её средой, между возбуждённым и невозбуждённым участками одной и той же клетки, между участками одного и того же органа, находящимися в различных физиологических состояниях. Благодаря непосредственной связи биопотенциалов с метаболическими процессами и физиологическим состоянием клетки, они являются весьма чувствительными и точно измеряемыми показателями различных изменений в клетках в норме и патологии. Нарушение электрических процессов в клетках и тканях приводит к ряду серьёзных патологий или сопутствует заболеваниям. Исследование электрических потенциалов головного мозга, сердца, мышц, глаза и других органов даёт возможность установить не только расстройства в деятельности этих органов, но и в значительной мере выявить причину этих расстройств. Эти исследования лежат в основе диагностических методов: энцефалографии, электрокардиографии, электромиографии, электроретинографии.

Причина наличия разности потенциалов в живых системах кроется в существовании определённых физико-химических градиентов между отдельными тканями, между клеточным содержимым и окружающей клетку жидкостью.

Различают окислительно-восстановительные потенциалы, возникающие вследствие переноса электронов от одной молекулы к другой. Существуют и мембранные потенциалы, которые возникают вследствие градиента концентрации ионов и переноса их через мембрану, причём один из растворов содержит ионы, или плохо пропускаемые мембраной, или совсем ей не пропускаемые. Биопотенциалы, регистрируемые в организме, – это, в основном, мембранные. Они доступны для измерения и используются в диагностических целях. Мембранный потенциал обусловлен диффузией, однако, диффузией не в свободном пространстве, а через мембрану, когда различия в подвижности анионов и катионов могут значительно увеличиваться. Мембранным по-

тенциалом называется разность потенциалов между внутренней (цитоплазматической) и наружной поверхностью мембраны:

$$\varphi_m = \varphi_{\text{вн}} - \varphi_{\text{нар}} \quad (1)$$

Рассмотрим пример возникновения потенциала на мембране (полупроницаемой). Если сосуд, изображённый на рис.1, разделить мембраной, не пропускающей органические соединения,

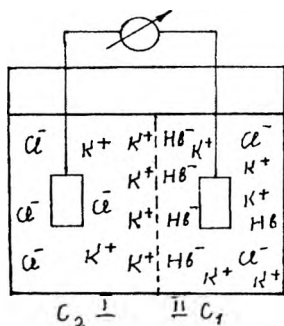


Рис.1

и оба отсека заполнить раствором KCl, а затем в отсек 2 добавить калиевую соль гемоглобина (KНb), то ионы калия будут переходить из правой половины сосуда в левую, вследствие разности их концентрации ($C_1 > C_2$). Отрицательные ионы Hb^- концентрируются на правой стороне мембраны и удерживают положительные ионы калия слева. Мембрана поляризуется, на ней возникает мембранный потенциал, определяемый на основании сле-

дующего уравнения:

$$\varphi_m = \frac{RT}{ZF} \ln \frac{C_1}{C_2} \quad (2)$$

где C_1 — концентрация ионов в области, откуда идёт диффузия; C_2 — концентрация ионов в области, куда идёт диффузия; T — абсолютная температура; F — число Фарадея (96500 Кл/моль); Z — заряд иона (в единицах элементарного заряда); R — универсальная газовая постоянная (8,3 Дж/Кл · моль). Как следует из уравнения, мембранный потенциал зависит от температуры и от величины концентрационного градиента диффундирующих через мембрану ионов (остальные величины постоянные).

Нечто сходное с указанным примером имеет место в живой клетке, в которой концентрация ионов калия больше, чем в окружающей межклеточной жидкости.

Мембранная теория биопотенциалов хорошо теоретически разработана и подтверждена блестящими экспериментами. Она была выдвинута ещё в 1902 г. Бернштейном. Однако только в 50-х годах эта теория была по настоящему развита и экспериментально обоснована Ходжкиным, которому принадлежат основные идеи и теории о роли ионных градиентов в возникновении потенциалов и о механизме распределения ионов между клеткой и средой.

2. Потенциал покоя.

Потенциал покоя – это стационарная разность электрических потенциалов, регистрируемых между наружной и внутренней поверхностями мембраны в невозбужденном состоянии.

Потенциал покоя определяется разной концентрацией ионов по разным сторонам мембраны и диффузией ионов через мембрану.

В покоей, нормально функционирующей клетке всегда имеется разность потенциалов между цитоплазмой и окружающей средой. Еще в 1838 г. Маттеучи впервые установил, что наружная поверхность мышц заряжена положительно, а внутренняя – отрицательно. Эта разность потенциалов, свойственная состоянию покоя, и получила название потенциала покоя или мембранного потенциала. Определенное время считали, что потенциал покоя возникает вследствие повреждения клетки или ткани между поврежденным и неповрежденным участками. Поврежденный участок приобретал стойкий отрицательный заряд по отношению к неповрежденному. Однако было обнаружено, что разность потенциалов может возникать и у неповрежденных клеток. Экспериментально величина потенциала покоя была измерена

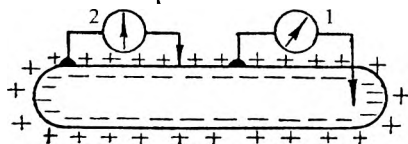


Рис.2

с помощью микроэлектродов, один из которых вводился внутрь клетки (рис.2), а второй помещался во внеклеточную жидкость (1). Если оба электрода поместить во внеклеточную жидкость, то прибор не

зафиксирует разность потенциалов (2).

Согласно современным взглядам, причиной возникновения потенциала клеток в покое является неравномерное распределение ионов калия между содержимым клетки и окружающей средой. Концентрация ионов калия в клетках в 20-40 раз превышает их содержание в окружающей среде. Эта точка зрения базируется на том, что ионы калия внутри клетки находятся в свободном состоянии и могут легко диффундировать.

Исследования Ходжкина и Кейнеса (1953г.), выполненные с радиоактивным ^{42}K на гигантских аксонах кальмара, показали, что подвижность и коэффициент диффузии ионов ^{42}K внутри волокна почти такие же, как в водном растворе.

Избыток положительных зарядов ионов калия внутри клеток компенсируется в основном органическими анионами, содержание которых в клетках сравнительно небольшое. К ним относятся анионы аспарагиновой, уксусной, пировиноградной и других органических кислот. Согласно Ходжкина, Хаксли, Катца клеточная мембрана про-

нищаема в состоянии покоя только для ионов калия. Ионы калия диффундируют по градиенту концентрации через клеточную мембрану в окружающую жидкость, анионы не могут проникать через клеточную мембрану и остаются на ее внутренней стороне. Внешняя поверхность мембраны при этом заряжается положительно, а внутренняя отрицательно. Если принять, что потенциал покоя определяется диффузией только ионов калия из цитоплазмы наружу, то его величина ϕ_M может быть найдена из уравнения Нернста для равновесного мембранного

$$\text{потенциала:} \quad \phi_M = \frac{-RT}{F} \ln \frac{[K^+]_{\text{ВН}}}{[K^+]_{\text{НАР}}}. \quad (3)$$

Разность потенциалов между внутренней и внешней поверхностью мембраны различных клеток, рассчитанная по уравнению Нернста, оказалось очень близкой к измеренной в эксперименте с помощью внутриклеточных микроэлектродов.

Кроме того, калиевый механизм возникновения потенциала покоя убедительно подтверждают эксперименты с изменением концентрации калия в окружающей клетку среде. При изменении наружной концентрации калия в широких пределах наблюдалось закономерное изменение величины потенциалов покоя в соответствии с зависимостью, выраженной уравнением Нернста. В частности, когда концентрацию калия в окружающей клетку среде делали равной концентрации его в клетке, потенциал покоя становился равным нулю.

При измерении потенциала покоя выяснилось, что в одних случаях его измеренное значение соответствует значению, теоретически вычисленному по уравнению Нернста, в других случаях между измеренной и вычисленной величинами имеются значительные различия. Это объясняется тем, что на величину потенциала покоя, наряду с ионами K^+ , оказывают влияние другие ионы, проникающие через мембрану, и показывает, что «калиевая теория» потенциала покоя несовершенна и не полностью объясняет наблюдаемые факты.

Для количественного описания в условиях проницаемости мембран для нескольких ионов Ходжкин и Катц использовали представление о том, что потенциал покоя не равновесный, а стационарный по своей природе, т.е. он отражает состояние системы, когда через мембрану непрерывно идут встречные потоки K^+ , Na^+ , Cl^- . Суммарная плотность потока равна сумме плотности положительно заряженных ионов (одновалентных катионов) минус сумма плотности потоков одновалентных анионов:

$$\Phi = \Phi_{K^+} + \Phi_{Na^+} - \Phi_{Cl^-}.$$

Перед Φ_{Cl^-} — стоит знак минус, учитывающий отрицательный заряд иона хлора.

В стационарном состоянии суммарная плотность потока равна нулю ($\Phi=0$), т.е. число различных ионов, проходящих в единицу вре-

мени через мембрану внутрь клетки, равно числу выходящих из клетки через мембрану ионов.

Выразив плотности потоков положительных и отрицательных ионов, просуммируем их и приравняем к нулю, получим:

$$P_{Na^+} \cdot \psi \frac{[Na^+]_{BH} - e^{-\psi} [Na^+]_{HAP}}{e^{-\psi} - 1} + P_{K^+} \cdot \psi \frac{[K^+]_{BH} - e^{-\psi} [K^+]_{HAP}}{e^{-\psi} - 1} + P_{Cl^-} \cdot \psi \frac{[Cl^-]_{HAP} - e^{-\psi} [Cl^-]_{BH}}{e^{-\psi} - 1} = 0$$

Третий член этого выражения соответствует плотности потока отрицательно заряженных ионов Cl^- .

После ряда преобразований можно получить выражение для потенциала покоя на мембране для 3-х ионов:

$$\phi_M = -\frac{RT}{F} \ln \frac{P_K [K^+]_{BH} + P_{Na} [Na^+]_{BH} + P_{Cl^-} [Cl^-]_{HAP}}{P_K [K^+]_{HAP} + P_{Na} [Na^+]_{HAP} + P_{Cl^-} [Cl^-]_{BH}}.$$

Это уравнение называется уравнением стационарного потенциала Гольдмана-Ходжкина-Катца или проще – уравнением Гольдмана. Последнее переходит в уравнение Нернста, если проницаемость одного из ионов гораздо выше, чем для других. Например, в гигантской аксоне кальмара $P_K:P_{Na}:P_{Cl^-}=1:0,04:0,45$, т.е. P_K заметно выше, чем для других ионов, поэтому числитель и знаменатель в уравнении примерно равны соответственно $P_K \cdot [K^+]_{BH}$ и $P_K \cdot [K^+]_{HAP}$, благодаря чему уравнение превращается в уравнение Нернста для K^+ , т.е. уравнение Нернста является частным случаем уравнения Гольдмана. Рассчитанный по уравнению Гольдмана потенциал гигантского аксона кальмара совпадает с найденным в эксперименте.

3. Потенциал действия.

Потенциал действия – это электрический импульс, обусловленный изменением ионной проводимости мембраны в связи с распространением по нервам и мышцам волны возбуждения.

Опыты по исследованию потенциала действия проведены (в основном Хаджкиным и его сотрудниками) на гигантских аксонах кальмара методом микроэлектродов, а так же методом меченых атомов.

Клетки различных тканей при действии различных раздражителей (механических, тепловых, электрических) способны переходить в состояние возбуждения. Возбуждаемость – это способность клеток к быстрому ответу на раздражение, проявляющемуся в совокупности физических, физико-химических процессов и функциональных изменений.

Обязательным признаком возбуждения является изменение электрического состояния клеточной мембраны. Опыт показывает, что возбужденный участок клетки становится электроотрицательным по отношению к невозбужденному, что показывает на перераспределение ионов в возбужденном участке. Это перераспределение ионов носит временный характер и после окончания возбуждения вновь восстанавливается потенциал покоя.

Характерной особенностью возникновения потенциала действия является необходимость сверхпорогового возбуждения. Возникновение возбуждения в живых системах сопровождается изменениями проникающей способности их клеточных мембран. В момент возбуждения резко меняется сопротивление мембраны, например, у аксона кальмара от $0,1 \text{ Ом} \cdot \text{м}^2$ в покое до $0,0025 \text{ Ом} \cdot \text{м}^2$ при возбуждении.

Было показано, что возникновение потенциала действия связано с увеличением проницаемости мембран для ионов натрия и последующим усилением диффузии этих ионов по концентрационному градиенту внутрь клетки, что приводит к изменению (уменьшению) мембранного потенциала или деполяризации мембраны.

Уменьшение мембранного потенциала ниже критического уровня приводит к еще большему увеличению проницаемости мембраны для натрия, а увеличение проницаемости сопровождается усилением диффузии Na^+ в цитоплазму, что вызывает еще большую деполяризацию мембраны. По данным Ходжкина отношение коэффициента проницаемости мембраны аксона кальмара для фазы деполяризации мембраны: $P_K:P_{\text{Na}}:P_{\text{Cl}}=1:20:0,45$. Если сравнивать его с аналогичным соотношением в состоянии ионов: $P_K:P_{\text{Na}}:P_{\text{Cl}}=1:0,04:0,45$, то видно, что для K^+ и Cl^- в первой фазе возбуждения проницаемость не изменяется, а для Na^+ она увеличивается в 500 раз. Усиленный поток положительно заряженных ионов Na^+ внутрь клетки вызывает вначале исчезновение избыточного отрицательного заряда на внутренней поверхности мембраны (фаза деполяризации), а затем приводит к перезарядке мембраны, т.е. наружная поверхность мембраны на участке возбуждения становится отрицательной по отношению к невозбужденному. Эта фаза развития потенциала действия называется фазой реверсии.

Поступление ионов натрия в клетку продолжается до тех пор, пока внутренняя поверхность мембраны не приобретет положительный заряд, достаточный для уравнивания градиента концентрации Na^+ и прекращения его перехода внутрь клетки.

Повышенная проницаемость мембраны для ионов натрия продолжается очень короткий интервал времени (0,5-1мс). Затем усиливается поток ионов K^+ из клетки, что приводит к восстановлению потенциала покоя на мембране, т.е. ее наружная поверхность за счет

вышедших наружу ионов K^+ опять приобретает положительный заряд, а внутренняя – отрицательный.

Эта фаза, в течение которой поляризация мембраны возвращается на исходный уровень, называется фазой реполяризации.

Фаза реполяризации всегда продолжительнее фазы деполяризации. Таким образом, восстановление потенциала покоя происходит не в результате обратного перемещения ионов Na^+ , а вследствие выхода эквивалентного количества ионов K^+ . В период покоя нормальное состояние концентраций восстанавливается, что обуславливается работой калий-натриевого насоса, который обеспечивает активный перенос этих ионов.

Потенциалы действия представляют собой кратковременные быстро изменяющиеся потенциалы. Длительность потенциала действия в нервных волокнах составляет 1 мс, в сердечной мышце около 300 мс. Величина потенциала действия нерва равна 100-110 мВ, для скелетной мышцы – 120 мВ. Изменение потенциала на мембране можно представить графически на примере гигантского аксона кальмара (рис.3).

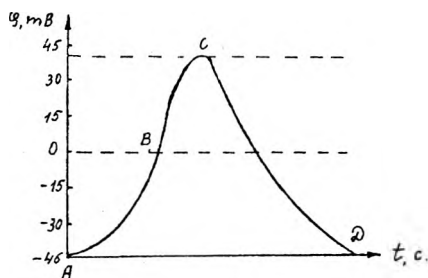


Рис.3

Так в аксоне кальмара потенциал покоя равен -45 мВ и внутренняя поверхность мембраны электроотрицательная. При возбуждении потенциал внутренней поверхности мембраны становится равным $+40\text{ мВ}$ и происходит инверсия знака потенциала. Следовательно, полное значение потенциала действия составляет 85 мВ , что значительно

превышает потенциал покоя.

На рис.3: АВ – фаза деполяризации; ВС – фаза реверсии; СД – фаза реполяризации.

Таким образом, на основе обобщения большого экспериментального материала было установлено, что потенциал действия возникает в результате избыточной по сравнению с покоем диффузией ионов натрия из окружающей среды в клетку. Фактически, формирование потенциала действия обусловлено двумя ионными потоками через мембрану. Потоки ионов Na^+ и K^+ примерно равны по величине, но сдвинуты по времени. Благодаря этому сдвигу во времени и возможно возникновение потенциала действия. Если бы потоки натрия и калия через мембрану совпадали во времени, то они бы компенсировали друг друга, и никакого изменения мембранного потенциала не могло бы происходить. Характерной особенностью потенциала действия яв-

ляется период рефрактерности (невозбуждения мембраны) во время его развития и остаточные явления в течение 1-3 мс после снятия возбуждения. Это свидетельствует о том, что проницаемость мембраны окончательно восстанавливается не сразу после окончания потенциала действия.

4. Распространение потенциала действия по нервному волокну.

Потенциал действия, возникнув в одном возбужденном участке нервного волокна, быстро распространяется по всей его поверхности. Распространение потенциала действия обусловлено возникновением так называемых локальных токов, циркулирующих между возбужденным и невозбужденным участками. Рассмотрим распространение возбуждения на примере передачи нервного импульса по аксону. В состоянии покоя внешняя поверхность мембраны имеет положительный заряд, а внутренняя – отрицательный. В момент возбуждения полярность мембраны (на возбужденном участке) меняется на отрицательную (рис.4). В результате этого между возбужденным и невозбужденным участками возникает разность потенциалов, что приводит к появлению электрических токов между этими участками (локальные токи или токи действия). На поверхности мембраны ток



Рис.4

течет от невозбужденного участка к возбужденному, а внутри – в противоположном направлении.

Локальный ток вызывает увеличение проницаемости соседних невозбужденных участков мембраны, что снижает их потенциал покоя по абсолютной величине, т.е. потенциал повышается. Когда деполяризация достигнет критического (порогового) значения, в этом участке возникает потенциал действия. На участке ранее возбужденном в это время происходят восстановительные процессы реполяризации. Этот процесс многократно повторяется и обеспечивает распространение импульса возбуждения дальше на покоящиеся участки. Под влиянием локальных токов волна возбуждения распространяется без затухания в одном направлении. Может возникнуть вопрос, почему возбуждение распространяется по аксону не в обе стороны от зоны, до которой дошло возбуждение (ведь локальные токи текут в обе стороны от возбужденного участка). Дело в том, что возбуждение может распростра-

няться в области мембраны, находящейся в состоянии покоя, т.е. в одну сторону от возбужденного участка аксона. В другую сторону нервный импульс не может распространяться, так как области, через которые прошло возбуждение, некоторое время остаются невозбудимыми - рефрактерными.

Нервные импульсы проводятся без зазухания по аксонам в какой-то степени аналогично передаче электрических сигналов по кабельно-релейной линии.

В нервных волокнах характер распространения возбуждения зависит от наличия или отсутствия в них миелиновых оболочек, которые увеличивают удельное сопротивление мембраны и ее толщину. В безмякотных нервных волокнах возбуждение распространяется непрерывно вдоль всей мембраны. Все участки мембраны при этом становятся возбужденными. В мякотных нервных волокнах, имеющих толстые миелиновые оболочки, которые через 1-3 мм прерываются с

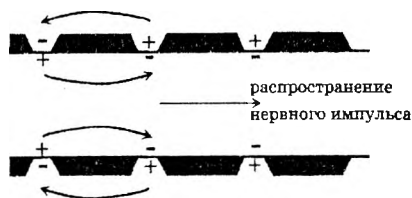


Рис.5

образованием перехватов Ранвье (участков, свободных от миелиновой оболочки) (рис.5), возбуждение распространяется несколько по иному. В электрическом отношении миелин является диэлектриком, поэтому локальные токи через миелиновую оболочку протекать не могут.

Они циркулируют между перехватами Ранвье. При возбуждении одного перехвата Ранвье между ним и соседним перехватом возникают локальные токи, и импульс как бы перескакивает на второй перехват, со второго - на третий и т.д. Такой способ проведения нервного импульса называется сальтаторным (скачкообразным). При блокировании одного перехвата Ранвье каким-либо анестезирующим веществом импульс сразу передается на третий перехват. При блокировании сразу двух перехватов импульс дальше распространяться не может (велико сопротивление между 1-м и 4-м перехватами). В мякотных волокнах скорость распространения нервного импульса в 10 раз выше, чем в безмякотных при одинаковом диаметре волокон. Расчеты показывают, что скорость распространения возбуждения по гладким немиелиновым нервным волокнам примерно пропорциональна квадратному корню из радиуса ($v \approx \sqrt{r}$). Эти скорости распространения у некоторых беспозвоночных достигают 20-30 м/с и обеспечиваются большим диаметром (до 1 мм) их волокон. Нарушение миелиновой оболочки приводит к нарушению распространения потенциала действия по нервному волокну, и, как следствие, к тяжелым нервным заболеваниям.

ЛЕКЦИЯ №20

ИНТЕРФЕРЕНЦИЯ И ДИФРАКЦИЯ СВЕТА. ПРИНЦИП РЕНТГЕНОСТРУКТУРНОГО АНАЛИЗА.

1. Интерференция световых волн. Когерентность.

Наложение двух или нескольких волн, приводящее к устойчивому во времени усилению колебаний в одних точках пространства и ослаблению в других, называется интерференцией. В обычных условиях довольно часто встречается наложение световых волн от различных источников, но интерференции света не наблюдается. Каждый такой источник (лампа, пламя, Солнце и др.) представляет собой совокупность огромного количества излучаемых атомов. Разность фаз колебаний, излучаемых такими источниками, не будет постоянной, а быстро и беспорядочно меняется во времени. Интерференция света может возникать только от согласованных когерентных источников, которые обеспечивают постоянную во времени разность фаз $\Delta\varphi$ излучаемых волн в различных точках. Волны, отвечающие этому условию, называются когерентными, т.е. при одинаковой частоте (длине волны) имеют постоянную разность фаз. Интерференция могла быть осуществлена от двух синусоидальных волн одинаковой частоты. Можно получить когерентные волны, разделив волну от одного источника на две части (путем отражения или преломления) и затем свести эти две волны вместе.

Излучаемые одной системой атомов, полученные таким способом две волны будут когерентны и при наложении могут интерферировать.

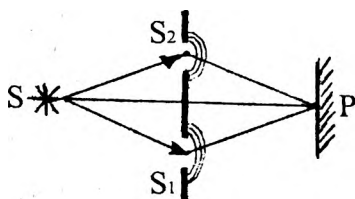


Рис.1

На практике разделение одной световой волны на две можно осуществить посредством непрозрачного экрана с двумя небольшими отверстиями. В соответствии с принципом Гюйгенса-Френеля источник S (рис.1) создает в отверстиях экрана источники вторичных волн S₁ и S₂. Очевидно, что всякое изменение фазы волн, излучаемых

источником S, сопровождается точно такими же изменениями фаз волн, излучаемых вторичными источниками S₁ и S₂, т.е. у волн этих источников разность фаз все время остается неизменной, и источники являются когерентными.

Второй способ получения когерентных источников основан на отражении света от двух плоских зеркал, установленных под углом α ,

близким к 180° . Эта оптическая система называется зеркалами Френеля. Когерентными источниками служат мнимые изображения S_1 и S_2 основного источника S (рис.2). Интерференционная картина возникает в точке P .

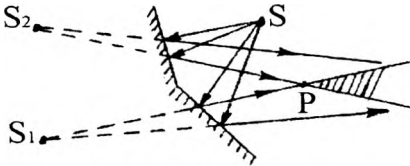


Рис.2

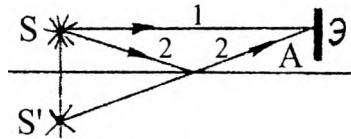


Рис.3

Еще один способ заключается в получении мнимого изображения S' источника S с помощью специального однослойного зеркала (зеркало Ллойда). Источники S и S' (рис.3) можно рассматривать как когерентные. Они создают интерференционную картину в точке A экрана \mathcal{E} .

Для монохроматического света интерференционная картина представляет ряд чередующихся темных и светлых полос (максимумы и минимумы). В случае белого (немонохроматического) света максимумы для разных λ располагаются в разных местах, из-за чего интерференционные полосы расширяются и приобретают радужную окраску.

Образование когерентных волн и их интерференция происходит также при попадании света на тонкую прозрачную пластинку или пленку. За счет отражения света от обеих поверхностей пленки происходит расщепление падающего светового луча и создаются условия для интерференции. Этим объясняется, в частности, появление радужной окраски мыльных пузырей, пленки маслянистых веществ на поверхности воды, крыльев бабочек и других насекомых, внутренней поверхности раковин, перьев некоторых птиц (колибри, павлины).

Выполним расчет интерференционной картины, когда две когерентные волны от источников S_1 и S_2 проходят разные пути r_1 и r_2 и интерferируют в точке M (рис.4), т.е. между ними возникает разность хода $\Delta = r_2 - r_1$ (геометрическая разность хода). Если волны распространяются в среде с показателем преломления n , то говорят об оптической разности

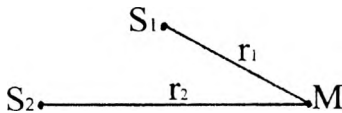


Рис.4

хода $\delta = n\Delta$. Колебания векторов электрической напряженности E в точке M , удаленной от источников на расстояниях r_1 и r_2 соответственно от каждого источника, происходит по гармоническому закону

(амплитуды обоих колебаний примем одинаковыми и обозначим через E_m). Тогда $E_1 = E_m \cdot \cos 2\pi(vt - \frac{r_1}{\lambda})$, $E_2 = E_m \cos 2\pi(vt - \frac{r_2}{\lambda})$.

Сложение гармонических колебаний одного направления и одинаковой частоты с разностью фаз $\Delta\varphi = \varphi_1 - \varphi_2$, как было показано ранее, дает результирующие колебания той же частоты. Амплитуда результирующего колебания светового вектора выражается в виде:

$$E^2 = E_1^2 + E_2^2 + 2E_1E_2 \cos \Delta\varphi, \quad (1)$$

а для рассматриваемого нами случая:

$$E = \sqrt{E_m^2 + E_m^2 + 2E_m \cdot E_m \cdot \cos \Delta\varphi} = E_m \sqrt{2(1 + \cos \Delta\varphi)} = 2E_m \cos \frac{\Delta\varphi}{2}. \quad (2)$$

Из формулы $\left[\cos^2 \varphi = \frac{1 + \cos 2\varphi}{2} \right]$ следует, что $\frac{1 + \cos \Delta\varphi}{2} = \cos^2 \frac{\Delta\varphi}{2}$.

Определим: $\Delta\varphi = \varphi_1 - \varphi_2 = 2\pi(vt - \frac{r_1}{\lambda}) - 2\pi(vt - \frac{r_2}{\lambda}) = \frac{2\pi}{\lambda}(r_2 - r_1) = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta$.

Если свет распространяется в среде с показателем преломления n , то:

$$\Delta\varphi = \frac{2\pi}{\lambda} \delta.$$

Подставляя в формулу (2) значения $\Delta\varphi$, получим:

$$E = 2E_m \cos(2\pi \frac{r_2 - r_1}{2\lambda}) = 2E_m \cos \frac{\pi \cdot \Delta}{\lambda},$$

т.е. E зависит от значения Δ .

В точках, где Δ равна нечётному числу длин полуволн, т.е.: $\Delta = (2k + 1) \frac{\lambda}{2}$, $k=0,1,2,3,\dots$, значение $\cos \frac{\Delta\varphi}{2} = 0$ и амплитуда результирующего колебания равна нулю. В этих точках образуются интерференционные минимумы. Если разность хода равна четному числу длин полуволн (или целому числу длин волн) $\Delta = 2k \frac{\lambda}{2} = k\lambda$, то $\cos \frac{\Delta\varphi}{2} = 1$, а $E = 2E_m$ (интерференционный максимум).

2. Дифракция света. Дифракция света на щели в параллельных лучах.

При распространении волн в среде, содержащей неоднородности, наблюдается явление, называемое дифракцией. Сущность его состоит в том, что волна, встречая на своем пути препятствие, огибает его, изменяя направление своего распространения. Возможность наблюдения дифракции зависит от соотношения длины волны света и разме-

ров препятствия. Явление дифракции проявляется сильнее, если размеры препятствия (щели) сравнимы с длиной волны λ . Явление дифракции света в природных условиях почти не наблюдается. Это связано с тем, что размеры большей части окружающих нас тел несоизмеримы с длиной волны света. Вследствие дифракции теневое изображение объекта перестает быть подобным самому предмету.

В опыте дифракцию можно наблюдать при образовании тени от

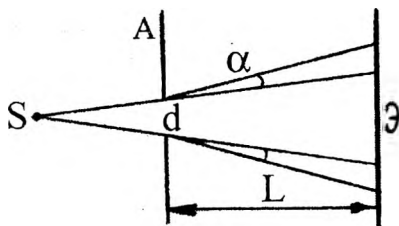


Рис.5

препятствия в виде тонкой проволоки или волоска, а также при прохождении света через отверстие весьма малого размера (доли с миллиметра) (рис.5).

Если между экраном Э и источником монохроматического света S поместить другой непрозрачный экран A с малым отверстием d, то граница геометрической тени не будет резкой. Это особенно заметно, когда размер d отверстия очень мал по сравнению с расстоянием L от экрана до отверстия ($d \ll L$). Тогда пятно на экране будет представлено в виде системы чередующихся светлых и темных колец, постепенно переходящих друг в друга, захватывающих область геометрической тени, а также выходящих за её пределы. Это говорит о непрямолинейном распространении света от источника S, о загибании световых волн у краёв отверстия в экране A. При использовании белого света дифракционная картина приобретает радужную окраску. Дифракцией света объясняется появление радужных колец вокруг источника света, когда воздух насыщен туманом или пылью, окраска жемчуга (дифракция белого света на содержащихся в нём инородных мельчайших включениях).

Дифракция определяется волновыми свойствами света, и объяснить это явление можно с помощью принципа Гюйгенса-Френеля, согласно которому точки среды, которых достиг фронт волны, являются источниками элементарных вторичных волн, которые когерентны. Пусть свет от источника S падает на экран A через круглое отверстие "ab" в экране B (рис.6). Каждая точка участка "ab" фронта световой волны S_1 , является вторичным

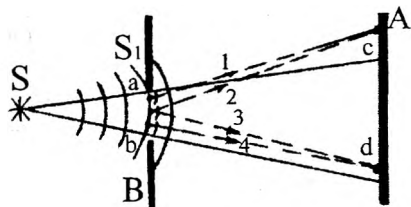


Рис.6

источником света. Вторичные источники когерентны, поэтому исхо-

источником света. Вторичные источники когерентны, поэтому исхо-

бываем DC на отрезки, равные $\lambda/2$ (на рисунке показано 2 отрезка). В общем случае эта разность хода содержит m полуволн: $a \sin \varphi = m \frac{\lambda}{2}$.

Проведём из точки D' прямую D'A, параллельную BD и разделим BC на две равные зоны Френеля BA=AC. Любой вторичной волне, идущей от какой-либо точки одной зоны Френеля, можно найти в соседних зонах такие вторичные волны, что разность хода между ними будет $\lambda/2$. Например, вторичная волна, идущая от точки C в выбранном направлении проходит до точки M расстояние на $\lambda/2$ больше, чем волна, идущая из точки A и т.д. Следовательно, вторичные волны, идущие от двух соседних зон, погасят друг друга, т.к. различаются по фазе на π . Число зон, укладывающихся в щели, зависит от длины волны λ и угла φ . Если щель BC разбита при построении на нечётное число зон Френеля $m=(2k+1)$, а DC на нечётное число отрезков, равных $\lambda/2$, то в точке M наблюдается дифракционный максимум, т.е.: $a \sin \varphi = (2k+1) \frac{\lambda}{2}$, где $k=0, \pm 1, \pm 2, \dots$ - порядок максимума. Условие же дифракционных минимумов:

$$a \sin \varphi = 2k \frac{\lambda}{2} = k\lambda \quad (m=2k).$$

На рис.7 показан случай, когда $m=2$, что соответствует в точке M дифракционному минимуму. Таким образом, на экране Э получится система светлых (максимумов) и тёмных (минимумов) полос, симметрично расположенных влево и вправо от центральной ($\varphi=0$) наиболее яркой полосы. Интенсивность J остальных максимумов убывает по мере удаления от центрального максимума (см. рис.7). Если щель освещается белым светом, то на экране Э образуется система цветных полос, лишь центральный максимум будет сохранять цвет падающего света, так как при $\varphi=0$ усиливаются все длины волн света.

3. Дифракционная решётка. Дифракционный спектр.

Дифракционная решётка – это оптическое устройство, представля-

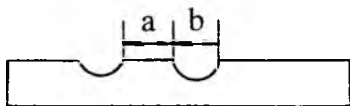


Рис.8

яющее собой стеклянную пластинку, на которой алмазным остриём наносится большое количество параллельных штрихов с промежутками между ними. Неповреждённое стекло между штрихами служ-

жит щелями решётки. Суммарную ширину щели "а" (рис.8) и промежутка "b" между щелями называют постоянной или периодом ди-

фракционной решётки: $d=a+b$. Лучшие дифракционные решётки имеют до 1200-1500 штрихов на миллиметр (n), период дифракционной решётки $d = \frac{1}{n}$, общее число штрихов дифракционной решётки обозначают буквой N .

Рассмотрим дифракцию (рис.9) плоской монохроматической волны, падающей нормально на дифракционную решётку.

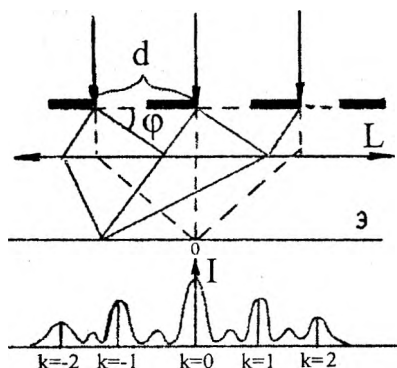


Рис.9

Если на решётку падает пучок монохроматических лучей, то вторичные волны, идущие от щелей во всем направлениям, являются когерентными и будут интерферировать, образуя дифракционную картину. Если между экраном и дифракционной решёткой поместить собирающую линзу L (экран расположен в фокальной плоскости линзы), то возникает дифракционная картина, являющаяся результатом двух процессов: дифракции света от каждой отдельной щели и ин-

терференции света от щелей. Основные черты этого процесса определяются вторым явлением.

Рассмотрим лучи, падающие на левые края щелей ($N=3$). Благодаря дифракции свет от щелей будет распространяться во всевозможных направлениях. Разность хода лучей от крайних точек двух соседних щелей и дифрагирующих под углом φ будет определяться: $\Delta = d \sin \varphi$. Если эта разность хода будет равна нулю или целому числу длин волн, то при интерференции возникают главные максимумы, для которых выполняется условие: $d \sin \varphi = k\lambda$, где k – порядок главных максимумов ($k=0; \pm 1; \pm 2; \pm 3; \dots$). При выполнении условия $d \sin \varphi = (2k+1)\frac{\lambda}{2}$ – будут возникать интерференционные минимумы.

Максимумы будут располагаться симметрично относительно центрального ($k=0; \varphi=0$). Выражение $d \sin \varphi = k\lambda$ называют основной формулой дифракционной решётки. Возможное число максимумов является ограниченным, оно не может быть больше, чем d/λ . Между главными максимумами образуются минимумы (добавочные), число которых зависит от числа щелей решётки (N). Между главными соседними максимумами располагается $(N-1)$ добавочных минимумов. На рис.9 показано распределение интенсивности максимумов на экра-

не для решётки с $N=3$. При большом количестве щелей отдельные добавочные минимумы практически не различаются, а всё пространство между главными максимумами выглядит тёмным. Поскольку амплитуда световых колебаний в максимумах пропорциональна числу щелей, то интенсивность максимумов пропорциональна квадрату числа щелей (N^2), т.е. чем больше число щелей дифракционной решётки, тем более резки главные максимумы: $E_m \sim N$; $J \sim E_m^2$; $J \sim N^2$.

Если на решётку падает белый свет, то для всех значений длин волн положение максимумов нулевого порядка совпадают ($k=0$; $\varphi=0$), положение же максимумов более высокого порядка будут различны

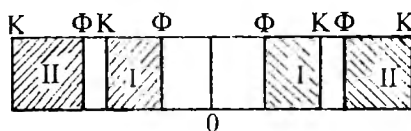


Рис.10

(чем больше λ , тем больше φ) для данного значения k . Поэтому центральный максимум будет иметь вид узкой белой полосы (рис.10), а каждый из боковых максимумов представляет собой разноцветную

полоску конечной ширины. Все спектры симметричны относительно нулевого максимума и обращены к нему коротковолновым Φ (фиолетовым) краем. Наиболее интенсивным является спектр 1-го порядка ($k=1$). Спектры более высоких порядков менее интенсивны и, кроме того, могут накладываться друг на друга.

Таким образом, дифракционная решётка разлагает сложный свет в спектр и поэтому с успехом применяется в спектральных приборах, например, дифракционном спектро스코пе – приборе, служащем для измерения длины световых волн, т.е. для проведения спектрального анализа.

4. Дифракция электромагнитных волн на пространственных структурах. Основы рентгеноструктурного анализа.

Дифракция волн может происходить на мелких неоднородностях и частицах. Наиболее простым является случай, когда неоднородности образуют периодическую структуру. Дифракционные решётки могут служить примером периодической структуры. Естественной 3-х мерной структурой являются кристаллы, в которых рассеивающими центрами служат узлы (атомы, ионы) кристаллической решётки. В кристалле можно выделить направления, вдоль которых дифрагированные волны усиливают друг друга. Пучок монохроматического излучения, пройдя сквозь такую структуру, образует на экране плоскостную двухмерную дифракционную картину – систему светлых пятен (максимумов), расположенных в определённом порядке. По расположению этих максимумов, их относительной интенсивности, длине

волны можно на основе соответствующих расчётов определить пространственную 3-х мерную структуру объекта, обусловившего дифракцию. В качестве таких объектов могут быть крупные молекулы, в том числе и биомакромолекулы.

Однако чёткую дифракционную картину можно получить только в том случае, если период структуры d будет несколько больше длины волны λ ($d > \lambda$). Это ограничение не позволяет осуществить дифракцию света на кристаллах, так как период кристаллической решётки (расстояние между плоскостями кристалла) в тысячи раз ($\sim 10^{-10}$ м) меньше длины световой волны. Однако для рентгеновских лучей условие $d > \lambda$ выполняется. В 1912 году М.ЛАУЭ, пропустив узкий пучок рентгеновских лучей, выделенный свинцовыми диафрагмами, через монокристалл (кристалл играет роль пространственной решётки), получил на фотопластинке дифракционную картину (лауэграмма) в виде тёмных пятен (дифракционные максимумы). Порядок расположения частиц в решётке кристалла определяет порядок и симметрию в расположении дифракционных максимумов.

Дифракцию рентгеновских лучей можно наблюдать при отражении

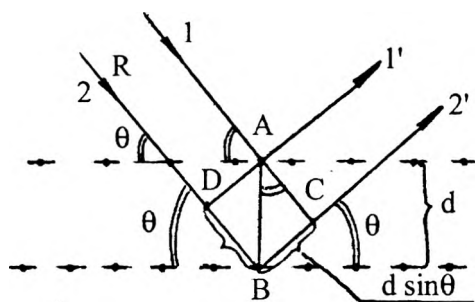


Рис.11

от кристалла (рис.11). Лучи 1 и 2 интерферируют, отразившись от двух соседних слоёв (d – расстояние между соседними атомными слоями). Разность хода $\Delta = DB + BC$ лучей будет равна $2d \sin \theta$, где θ – угол скольжения. Эти волны усиливают друг друга, т.е. образуют максимумы в направлениях,

для которых разность хода кратна λ . Поэтому можно записать:

$$2d \sin \theta = k\lambda, \quad (3)$$

где $k = \pm 1; \pm 2; \pm 3; \dots$ - порядок максимумов. Это формула Вульфа-Брэгга. При падении монохроматического рентгеновского излучения на кристалл под различными углами максимум будет иметь место для углов, отвечающих формуле Вульфа-Брэгга. Угол θ измеряется на фотографии дифракционной картины (по положению дифракционных максимумов).

Рентгеноструктурный анализ – это метод, который по дифракционной картине, полученной на неизвестной кристаллической структуре при помощи рентгеновских лучей известной длины, позволяет найти расположение частиц, составляющих эту структуру (определить d).

Он имеет большое практическое значение для биологии, поскольку является наиболее эффективным методом определения простран-

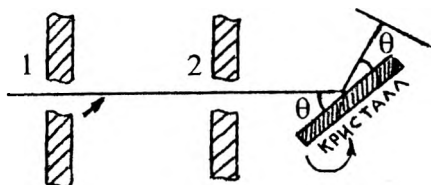


Рис.12

ственной структуры кристаллических соединений. Для монокристалла обычно используется метод "вращения кристалла" (рис.12). При повороте кристалла разные системы плоскостей попадают под падающий пучок рентгеновских лучей в положение, при котором

удовлетворяется условие (3). Это значит, что при определённых углах θ на фотопластинке появятся дифракционные максимумы. Зная λ и определив из опыта θ и порядок спектра k , по формуле (3) рассчитывают расстояние d между соответствующими слоями структурных частиц.

Для веществ в мелкокристаллическом состоянии используют метод порошков (метод Дебая и Шерара) (рис.13), основанный на дифракции монохроматических рентгеновских лучей в

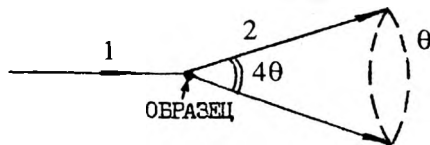


Рис.13

поликристаллических телах (спрессованные порошки). Среди большого числа мелких кристаллов всегда найдутся такие, для которых выполняется условие (3).

Так как условие (3) одинаково для многих кристаллов, по разному ориентированных, то дифрагированные лучи образуют в пространстве конус, вершина которого лежит в исследуемом объекте, а угол равен 4θ . Для другой совокупности d , k , θ , удовлетворяющей условию (3), будет соответствовать другой конус. На фотоплёнке рентгеновские лучи образуют рентгенограмму (дебаеграмму) в виде концентрических окружностей. Рентгеноструктурный анализ широко применяется при исследовании структуры биологических молекул (ДНК, белков). Описанным методом расшифрованы пространственные структуры гемоглобина, лизоцина, химотрипсина, рибонуклеазы. Основываясь на анализе рентгенограмм, Ф.Крик, Дж.Уотсон воспроизвели пространственную структуру ДНК и были удостоены Нобелевской премии. С помощью рентгеноструктурного анализа удалось понять, как функционируют молекулы ферментов, выяснить структурную основу многих наследственных заболеваний, структуру вирусов и т.д.

ЛЕКЦИЯ №21**ПОЛЯРИЗАЦИЯ И ДИСПЕРСИЯ СВЕТА.****1. Поляризация света. Свет естественный и поляризованный.
Закон Малюса.**

Электромагнитную волну, излучаемую отдельным атомом можно представить как колебания 2-х взаимноперпендикулярных векторов напряженностей электрического (E) и магнитного (H) полей. Оба вектора колеблются в плоскости перпендикулярной к вектору скорости. Такая электромагнитная волна называется плоскополяризованной. При рассмотрении явления поляризации мы в дальнейшем будем вести все рассуждения относительно вектора E, так как опыт и теория показывает, что химическое, физиологическое и др. воздействия света на вещество обусловлены главным образом вектором E. Свет от Солнца, накаленной нити лампочки и т.п. является неполяризованным, естественным. В таком свете векторы E от различных элементарных микроизлучателей имеют различные ориентации колебаний. Проекции векторов E в естественном свете на плоскость, перпендикулярную скорости, будут иметь вид изображенный на рис.1а. Все ориентации равновероятны, и амплитудные значения E одинаковы во

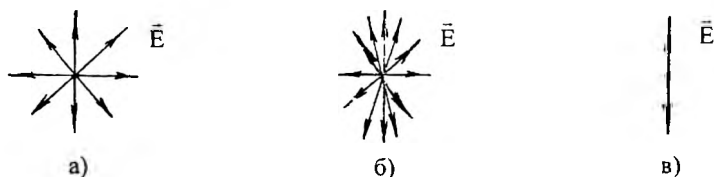


Рис.1

всех направлениях.

Если появляется предпочтительное направление колебаний, то такой свет называется частично поляризованным (рис.1б). Естественный свет можно превратить в поляризованный, т.е. поляризовать с помощью устройств, называемых поляризаторами. Вид поляризованного света представлен на рис.1в. Поляризаторы способны пропускать только составляющую вектора E, лежащую в некоторой плоскости PP', называемой главной плоскостью поляризатора (рис.2). При этом через поляризатор проходит поляризованный свет, интенсивность которого равна половине интенсивности падающего света:

$$I = \frac{1}{2} I_{\text{ест.}}$$

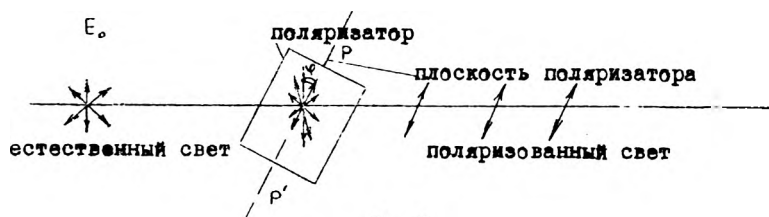


Рис.2

При вращении поляризатора относительно луча естественного света поворачивается и плоскость колебаний вышедшего плоскополяризованного света, но интенсивность его не изменяется.

Поляризатор может быть использован для анализа поляризованного света, тогда его называют анализатором.

Если плоскополяризованный свет падает на анализатор с амплитудой E_0 , то он пропускает только составляющую $E = E_0 \cos \varphi$, где φ — угол между главными плоскостями анализатора и поляризатора. Так как интенсивность света пропорциональна квадрату амплитуды колебаний, то

$$I = I_0 \cos^2 \varphi. \quad (1)$$

Уравнение (1) и есть закон Малюса, где I_0 — интенсивность плоскополяризованного света, вышедшего из поляризатора, I — интенсивность света, вышедшего из анализатора.

Как видно из уравнения (1) при повороте анализатора относительно луча интенсивность вышедшего из него света изменяется от 0 до I_0 . Если при вращении анализатора относительно луча интенсивность вышедшего из него света не изменяется, то падающий свет является естественным, если же изменяется по закону Малюса, то свет является плоскополяризованным.

Глаз человека не в состоянии отличить поляризованный свет от естественного, но примерно 25-30 % людей обладают этой способностью, хотя почти никогда об этом не подозревают.

2. Поляризация света при отражении и преломлении на границе двух диэлектриков.

Если угол падения света на границу 2-х диэлектриков не равен нулю, отраженный и преломленный лучи оказываются частично поляризованными. В отраженном луче преобладают колебания, перпендикулярные к плоскости падения (на рис.3а обозначены точками); в преломленном луче — колебания параллельные плоскости падения (на рис.3а обозначены двусторонними стрелками). Естественный луч условно обозначается чередующимися стрелками и точками.

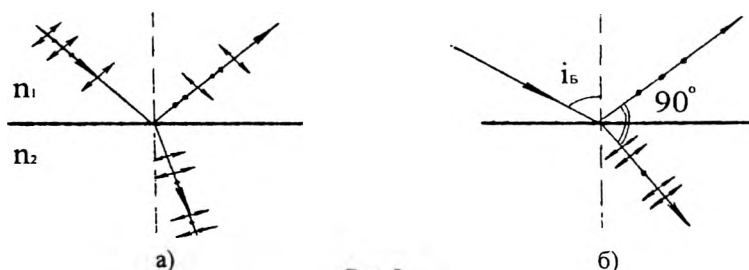


Рис.3

Степень поляризации зависит от угла падения лучей и показателя преломления отражающей среды. При угле падения, удовлетворяющем условию

$$\operatorname{tg} i_B = n, \quad (2)$$

где n – показатель преломления второй среды относительно первой, отраженный луч полностью поляризован, преломленный – частично поляризован, но степень его поляризации наибольшая. Соотношение (2) носит название закона Брюстера, угол i_B – называется углом Брюстера или углом полной поляризации. Легко проверить, что при падении света под углом Брюстера, отраженный и преломленный лучи взаимно перпендикулярны (рис.3б).

Таким образом, граница двух диэлектриков или диэлектрика и вакуума является поляризатором. Эффект поляризации отраженного света используется, например, при обнаружении с воздуха пленки нефти на поверхности воды.

Закон Брюстера неприменим в случае отражения света от поверхности проводников (металлов).

Можно добиться, что и преломленный луч будет полностью поляризован. Для этого в качестве поляризатора используют стопу стеклянных пластинок, расположенных друг за другом. При выполнении закона Брюстера степень поляризации преломленного луча возрастает по мере прохождения пластин.

3. Поляризация при двойном лучепреломлении.

При прохождении света через некоторые кристаллы световой луч разделяется на два луча. Это явление получило название двойного лучепреломления (рис.4).

Один из лучей на рис.4 – O удовлетворяет закону преломления – он называется обыкновенным, для другого луча, обозначенного e , ко-

торый называется необыкновенным, отношение $\frac{\sin i_{\text{пад}}}{\sin i_{\text{пр}}}$ не остается постоянным, а зависит от направления падения луча.

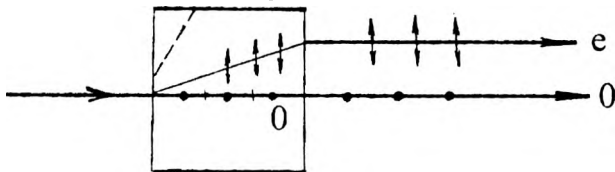


Рис.4

Обыкновенный луч при нормальном падении света на поверхность кристалла проходит не преломляясь, как это следует из закона преломления, необыкновенный – преломляется (рис.4).

У кристаллов имеются направления, вдоль которых обыкновенный и необыкновенный лучи распространяются, не разделяясь и с одинаковой скоростью. Эти направления называются оптическими осями кристалла. Если такое направление одно, то кристаллы называются одноосными, если два – двуосными. К одноосным кристаллам относят исландский шпат (разновидность углекислого кальция CaCO_3), кварц, турмалин (сложный алюмосиликат). На рис.4 это направление показано штриховой линией. Плоскость, проходящая через оптическую ось и световой луч, называют главной. Оба луча, вышедших из кристалла, полностью поляризованы во взаимно перпендикулярных плоскостях. Колебания обыкновенного луча перпендикулярны главной плоскости, а необыкновенного – лежат в главной плоскости. Двокопреломляющие кристаллы непосредственно не используются как поляризаторы, однако из них изготавливают специальные поляризационные призмы.

В некоторых кристаллах один из лучей поглощается сильнее другого. Это явление называется дихроизмом. Сильным дихроизмом обладает кристалл турмалина. В нем обыкновенный луч практически полностью поглощается на длине 1мм, а вышедший свет плоскополяризован. Таким же свойством обладает поляроид – целлулоидная пленка, на которой выкладывается большое количество одинаково ориентированных кристаллов герпатита (серноислый йод – хинин). Слой поляроида толщиной 0,1мм полностью поглощает 0-луч. Следовательно, поляроид может быть использован в качестве поляризатора.

Высококачественным поляризатором является поляризационная призма Николя (или просто Николь). Действие Николя основано на двойном лучепреломлении исландского шпата CaCO_3 . Николь – это призма, вырезанная особым образом из исландского шпата, разрезанная почти по диагонали и склеенная канадским бальзамом (смола ка-

надской пихты), показатель преломления которого ($n = 1,550$) лежит между значениями показателей преломления исландского шпата для обыкновенного луча ($n_o = 1,658$) и необыкновенного луча ($n_e = 1,486$). Это позволяет, подобрав соответствующим образом углы призмы, обеспечить полное отражение 0-луча на границе с канадским бальзамом. Этот луч затем поглощается зачерненной нижней гранью призмы. Необыкновенный луч выходит из призмы параллельно нижней грани (рис.5).

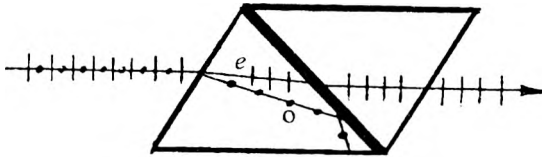


Рис.5

Недостатком турмалина и поляроидов по сравнению с Николем являются их плохие спектральные характеристики. Белый свет после их прохождения становится окрашенным, в то время как Николь прозрачен в видимой части спектра.

Двойное лучепреломление объясняется анизотропией кристаллов (это зависимость оптических свойств от направления). Большинство прозрачных кристаллов оптически анизотропны. В них скорость света, а, следовательно, и показатель преломления различны по разным направлениям.

4. Вращение плоскости поляризации. Поляриметрия.

При прохождении плоскополяризованного света через некоторые вещества, наблюдается вращение плоскости колебания E . Такие вещества называются оптически активными. К ним принадлежат кристаллические тела (кварц, киноварь), чистые жидкости (скипидар, никотин) и растворы (водные растворы сахара, винной кислоты и др.). Свет по выходе из вещества является плоскополяризованным, но плоскость колебаний его вектора E оказывается повернутой на угол φ . Вращение плоскости поляризации впервые было обнаружено на кристаллах кварца.

Для кристаллических тел угол поворота плоскости поляризации пропорционален пути l , пройденному лучом в кристалле:

$$\varphi = \alpha l,$$

где α - удельное вращение, оно равно углу поворота плоскости поляризации вещества слоем единичной длины. Принято выражать ее в град/мм.

Удельное вращение зависит от длины волны λ света, в котором ведется наблюдение. Эта зависимость называется дисперсией вращательной способности, она индивидуальна для каждого вещества.

В растворах угол поворота плоскости поляризации пропорционален пути луча в растворе l и концентрации активного вещества C :

$$\varphi = \alpha \cdot C \cdot l,$$

где α - удельное вращение. l - принято выражать в дм., C - в г/см³, φ - в град.

Если концентрация представлена в граммах в 100 см³ раствора, тогда $\varphi = \frac{\alpha \cdot C \cdot l}{100}$.

В зависимости от направления вращения плоскости поляризации оптически активные вещества подразделяются на право- и левовращающие. Существует лево- и правовращающий кварц (если смотреть навстречу лучу), сахар и др. вещества. Численное значение постоянной вращения для обеих разновидностей одинаковое.

Оптическая активность веществ обусловлена асимметрией их молекул, не имеющих ни плоскости, ни центра симметрии. Оптическая активность многих биополимеров обусловлена, в частности, случайной структурой их молекул. Все белки построены только из левовращающих аминокислотных остатков. По видимому, из-за этого органические изомеры могут сильно различаться по физиологическому действию. Например, правовращающий никотин более ядовит, чем левовращающий никотин, левовращающий адреналин оказывает более сильное гормональное действие, чем правовращающий адреналин.

Кроме естественной оптической активности, вещество может обладать искусственной оптической активностью, которая возникает в нем под влиянием внешних воздействий, например, при внесении вещества в магнитное поле (явление Фарадея).

Если между скрещенными поляризаторами поместить оптически активное вещество, то поле зрения просветлеет. Чтобы снова получить темное поле, нужно повернуть второй поляризатор на угол φ . Зная удельное вращение α данного вещества, длину l , измерив φ , можно найти концентрацию раствора C . Такой метод определения концентрации вещества называется поляриметрией, или сахарометрией. Приборы, применяемые для этой цели, называются поляриметрами. Схема поляриметра представлена на рис. 6.

Свет от лампы S последовательно проходит через светофильтр Φ , который выделил монохроматические лучи, собирающую линзу L_1 , поляризатор $П$, преобразующий монохроматические лучи в поляризованные. Лучи, расположенные к центру, проходят через кварцевую пластинку K в трубку T , а крайние - только через трубку. Далее лучи проходят через анализатор A и собираются линзой L_2 , в фокусе ко-

торой находится мнимое изображение поля зрения, разделенное на три части. Вращение плоскости поляризации оценивается по углу φ ,

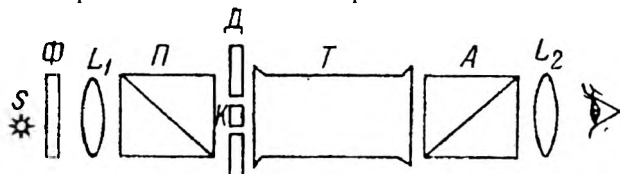


Рис. 6

на который надо повернуть анализатор, чтобы восстановить первоначальную освещенность поля зрения. Анализатор соединен с круговой шкалой, позволяющей измерить величину угла.

В медицине поляриметр используется для определения сахара в моче, для биофизических исследований. Этим методом можно отличить правовращающие модификации веществ от левовращающих. Например, левовращающий хлоромидитин является активным антибиотиком, в то время как правовращающий хлоромидитин лечебными свойствами не обладает. Использование дисперсии вращения дает хорошие результаты при исследовании биополимеров. Она очень чувствительна к любым изменениям в структуре молекул.

5. Поляризационный микроскоп.

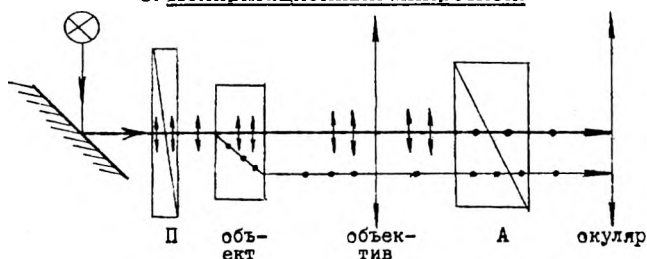


Рис. 7

Рассматривая прозрачные биологические объекты в микроскопе, трудно выявить различные структуры, поэтому применяют иногда поляризационную микроскопию.

Поляризационный микроскоп (рис. 7) аналогичен обычному биологическому микроскопу, но имеет между объективом и окуляром анализатор А, а поляризатор П перед конденсором. Таким образом, объект освещается поляризованным светом и рассматривается через анализатор. Если скрестить поляризатор и анализатор, то поле зрения будет темным. Ряд тканей (мышечная, костная, нервная) обладают оп-

тической анизотропией (различие оптических свойств по различным направлениям). Если между поляризатором и анализатором поместить объект с анизотропными структурами, то свет, прошедший поляризатор, будет в них вновь двояко преломляться. В связи с этим он не гасится полностью анализатором, и соответствующие структуры выступают светлыми на общем темном фоне. Поляризационный микроскоп делает доступным наблюдение объектов, которые трудно наблюдать другими методами (хромосомы, процесс деления и др.).

6. Дисперсия света.

Дисперсией света называются явления, обусловленные зависимостью показателя преломления вещества n от частоты (или длины) световой волны λ .

Эту зависимость можно охарактеризовать функцией $n = f(\lambda)$, где λ - длина световой волны в вакууме. В большинстве случаев на границе двух различных прозрачных сред коротковолновое излучение преломляется сильнее, чем длинноволновое.

Распределение какого-либо излучения по длинам волн (или частотам колебаний) называется спектром этого излучения.

Следствием дисперсии света является разложение белого света в спектр при прохождении сквозь призму, впервые исследованное Ньютоном (рис.8).

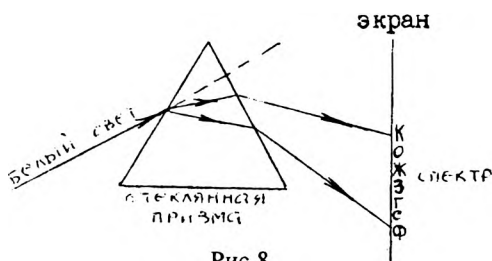


Рис.8

Объяснить дисперсию можно следующим образом. Под действием проходящей электромагнитной волны электроны среды начинают совершать гармонические вынужденные колебания с частотой, равной частоте проходящей волны. Колеблющиеся электроны излучают вторичные волны той же частоты. Между первичной волной и вторичными волнами образуется сдвиг фаз, вызванный запаздыванием колебаний электронов. Результирующая волна (от первичной и вторичных волн) так же сдвинута по фазе по сравнению с первичной, а следовательно, имеет другую скорость распространения. Этот сдвиг фаз зави-

сит от частоты колебаний электромагнитного поля, т.е. свет различных длин волн будет иметь различные скорости распространения - ϑ , а значит, и различные показатели преломления - n , так как $n = \frac{c}{\vartheta}$, где c - скорость света в вакууме. Наименьший показатель преломления будет иметь красный цвет и наибольший - фиолетовый.

Для всех прозрачных бесцветных веществ функция $n = f(\lambda)$ имеет вид, показанный на рис. 9.

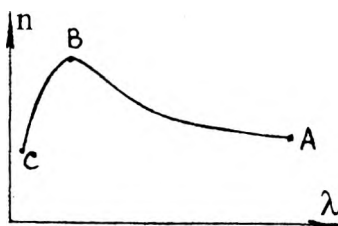


Рис.9

С уменьшением длины волны показатель преломления вначале увеличивается. Величина $\frac{dn}{d\lambda}$, называемая дисперсией вещества, будет отрицательна $\frac{dn}{d\lambda} < 0$ на участке АВ. Такая дисперсия называется нормальной. При очень малых длинах волн может появиться участок, где $\frac{dn}{d\lambda} > 0$. На рисунке это участок ВС. Такая зависимость n от λ называется аномальной дисперсией.

Аномальная дисперсия наблюдается на тех участках длин волн, где происходит поглощение света, что соответствует резонансному условию $\omega = \omega_0$, где ω - частота проходящей волны, ω_0 - собственная частота колебаний электронов среды. Аномальная дисперсия дает возможность определить частоты собственных колебаний электронов в атомах и молекулах и на этом основании судить об их структуре.

Явление дисперсии в различных оптических системах играет как положительную, так и отрицательную роль. В линзах фотоаппаратов, микроскопов дисперсия света вызывает хроматическую aberrацию, что ухудшает изображение, так как при хроматической aberrации светящаяся точка, испускающая белый свет, имеет вид радужного пятна.

7. Спектральные приборы.

Дисперсия света находит практическое применение в спектральных призматических приборах.

Простейшая схема спектрального прибора с призмой изображена на рис. 10.

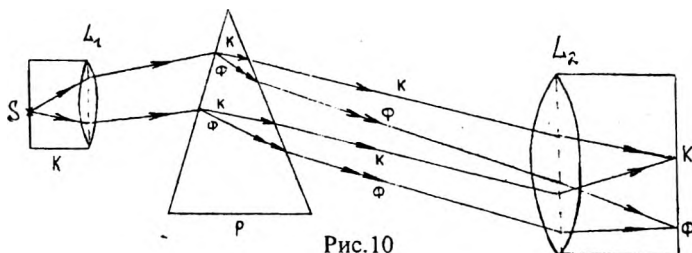


Рис.10

Свет от щели S , освещаемой источником света, падает на линзу L_1 и, проходя через нее, образует параллельный пучок, т.к. щель расположена в фокальной плоскости линзы. Щель и линза L_1 расположены в трубе, называемой коллиматором K . После преломления в призме P , пучки света разных длин волн фокусируются линзой L_2 на экране \mathcal{E} , где получается ряд монохроматических изображений щели.

В зависимости от способа регистрации спектра спектральные приборы подразделяются на следующие виды:

- а) СПЕКТРОГРАФЫ, в которых получают фотографии спектра;
- б) СПЕКТРОСКОПЫ, в которых спектр рассматривается глазом через окуляр;
- в) МОНОХРОМАТОРЫ, предназначенные для выделения излучения в определенном узком участке спектра, имеют в экране вторую (выходную) щель, на которую плавным поворотом призмы выводят различные участки спектра. Переменная ширина выходной щели позволяет выделить удобный для исследования интервал длин волн $\Delta\lambda$. Монохроматоры обычно являются составляющей частью более сложных устройств.
- г) СПЕКТРОФОТОМЕТРЫ, предназначенные для получения и одновременного фотометрирования линий спектра (измерения их относительной интенсивности). С этой целью исследуемое излучение с помощью монохроматора последовательно выводится на фотоземель или фотоумножитель, преобразующий световой сигнал в электрический.

Одной из основных характеристик спектрального прибора является его разрешающая способность. Разрешающая способность R призмы, так же как и дифракционной решетки, характеризует свойство

прибора разделять излучения, отличающиеся по длинам волн на величину $\Delta\lambda$. Чем меньше этот интервал, тем больше разрешающая способность прибора. Она выражается через безразмерную величину, равную $R = \frac{\lambda}{\Delta\lambda}$.

Существует три вида спектров: сплошные, полосатые и линейчатые.

Раскаленные твердые и жидкие тела, а так же газы при большом давлении дают сплошной спектр, в котором один цвет постепенно переходит в другой. Примером сплошного спектра является спектр белого света. В нем условно принято различать семь основных цветов.

Линейчатые спектры состоят из отдельных узких линий различного цвета, разделенных темными промежутками. Такие спектры получают от атомов светящихся газов или паров, находящихся в разреженном состоянии. Они появляются в результате электронных переходов внутри атомов и ионов различных элементов. Для наблюдения линейчатых спектров иногда пользуются тем, что газы светятся, когда через них проходит электрический ток. Чтобы получить линейчатый спектр веществ, которые в обычных условиях находятся в твердом состоянии, можно их крупинки ввести в пламя газовой горелки. Изучение линейчатых спектров показало, что каждый химический элемент дает свой линейчатый спектр, не совпадающий со спектрами других элементов.

Полосатые спектры имеют вид отдельных светлых полос, разделенных темными промежутками. Многие из полос при рассмотрении через спектроскоп с большой разрешающей способностью распадаются на ряд отдельных линий. Полосатые спектры характерны для молекул нагретых газов и паров и являются результатом изменений электронной, колебательной и вращательной энергий молекул.

Все эти три вида спектров являются спектрами испускания. Помимо них существуют спектры поглощения, которые получают следующим образом. Белый свет от источника пропускают через исследуемое вещество (газ, пар, раствор) и направляют на спектроскоп. В этом случае на фоне сплошного спектра будут видны темные линии, расположенные в определенном порядке. Их число и порядок позволяют судить о составе исследуемого вещества. Опыты подтверждают, что линии поглощения всегда точно соответствуют линиям испускания в спектре газа или пара поглощающего свет. Эта зависимость выражается законом Кирхгофа: всякое вещество в основном поглощает те лучи, которые само может испускать. Этим законом объясняется возникновение темных линий, наблюдаемых в спектре солнечного излучения. Они всегда занимают одно и то же положение и в основном представляют собой линии поглощения паров и газов, окружающих

Солнце, температура которых значительно ниже, чем на его поверхности.

8. Спектральный анализ.

По линейчатому спектру паров какого-либо вещества можно установить, какие химические элементы входят в его состав. Такой метод определения химического состава вещества называется качественным спектральным анализом. Точное расположение линий в спектре излучения каждого элемента приводится в специальных таблицах спектральных линий. Спектральный анализ газов можно проводить и по спектрам поглощения.

Разработаны методы количественного спектрального анализа, позволяющие по интенсивности свечения линий химического элемента определять его процентное содержание в пробе. Он позволяет обнаружить присутствие очень малых количеств элемента (до $10^{-6} - 10^{-9}$ г).

Для определения элементов с низкой энергией возбуждения (2 – 4эВ) используют фотометрию пламени. Упрощенная схема на рис.11.

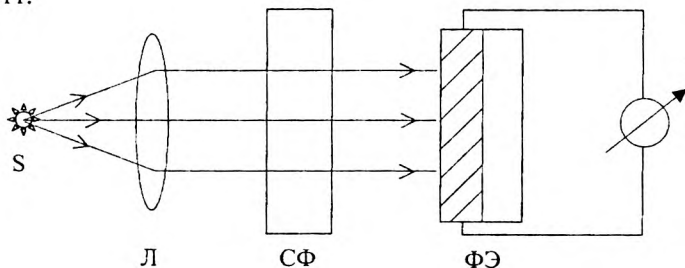


Рис.11

Свет от пламени, в которое введена проба, пропускают через светофильтр СФ, имеющий узкую полосу пропускания $\Delta\lambda$ в спектральной области, соответствующей искомому элементу. Далее свет направляют на фотоэлемент, соединенный с чувствительным гальванометром. Имея набор сменных светофильтров, можно изучить различные участки спектра и установить, присутствует ли в пробе тот или иной элемент. В пламени с большой точностью определяются все щелочные и щелочноземельные элементы, марганец, хром и др. Фотометрия пламени применяется для анализа природных вод, биологических жидкостей, химических удобрений, медицинских препаратов.

ЛЕКЦИЯ №22

ОПТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ГЛАЗА. БИОФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ЗРИТЕЛЬНОЙ РЕЦЕПЦИИ.

1. Оптическая система глаза. Аккомодация.

Глаз человека является своеобразным оптическим прибором, занимающим в разделе геометрической оптики особое место. Это объясняется тем, что многие оптические инструменты рассчитаны на зрительное восприятие их показаний. С другой стороны глаз человека (и животных) как усовершенствованная в процессе эволюции биологическая система, даёт некоторые идеи по конструированию и улучшению оптических систем.

Рассмотрим строение глаза. Глазное яблоко имеет почти шарообразную форму с диаметром в осевом направлении 24 – 25 мм. Оно содержит светопроводящий и световоспринимающий аппарат глаза. Стенки глаза состоят из трёх концентрически расположенных оболочек – наружной, средней и внутренней. Наружная оболочка – склера в передней части глаза переходит в прозрачную выпуклую роговую оболочку (роговица). Отделённая от склеры роговица имеет форму сферической чашечки диаметром около 12 мм и толщиной около 1 мм. Радиус кривизны её 7-8 мм, показатель преломления – 1,38. К склере прилегает сосудистая оболочка, внутренняя поверхность которой выстлана слоем пигментных клеток, препятствующих внутреннему диффузному рассеиванию света в глазу. В передней части сосудистая оболочка переходит в радужную, окрашенную у различных людей по-разному и имеющую в центре небольшое круглое отверстие – зрачок.

Радужная оболочка является своеобразной диафрагмой, регулирующей диаметр зрачка (от 2-3 мм при ярком, до 6-8 мм при слабом освещении) и тем самым световой поток, попадающий в глаз. Пространство между радужной оболочкой и роговицей (передняя камера) заполнено прозрачной жидкостью, близкой по оптическим свойствам к воде. Непосредственно за зрачком расположен хрусталик – упругое прозрачное тело, имеющее форму двояковыпуклой линзы (п=1,4). Диаметр хрусталика 8-10 мм, радиус кривизны передней поверхности 10 мм, задней – 6 мм. С помощью круговой ресничной мышцы кривизна хрусталика может меняться. Вся внутренняя полость глаза заполнена прозрачной студенистой жидкостью – стекловидным телом (п=1,33).

К сосудистой оболочке в задней части, называемой дном глаза, прилегает сетчатая оболочка, или ретина, содержащая световоспри-

нимающий аппарат глаза (рецепторный аппарат). Он состоит из мельчайших рецепторных клеток-палочек и колбочек, обеспечивающих сумеречное и цветовое зрение. Сетчатка служит световоспринимающим экраном, на котором получается действительное и уменьшенное изображение предмета, рассматриваемого глазом. Преломляющая система глаза: роговица, влага передней камеры, хрусталик, стекловидное тело – представляют центрированную оптическую систему с оптической осью, проходящей через геометрические центры хрусталика, зрачка и роговицы. Для оптической системы глаза, как и для любой оптической системы, можно указать шесть кардинальных точек, с помощью которых

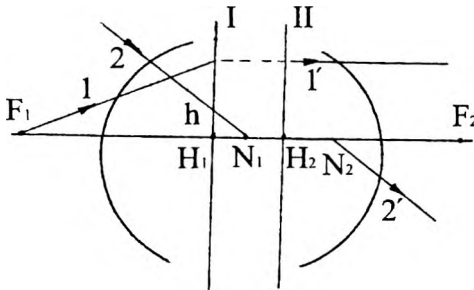


Рис.1

определяют направление лучей света – это две главные точки (H_1 и H_2), две узловые точки (N_1 и N_2) и два фокуса (F_1 и F_2) (рис.1). Через две главные точки, перпендикулярно оптической оси проходят две главные плоскости (I и II). На одинаковом расстоянии от них находятся фокусы.

При построении изображений пользуются следующими правилами. Луч, идущий от предмета через фокус и пересекающий первую главную плоскость на высоте h от оптической оси, выходит из плоскости II на таком же удалении h от оси и параллельно ей. Луч, идущий от предмета к одной узловой точке N_1 , выходит из другой узловой точки N_2 параллельно своему первоначальному направлению (см. рис.). Среднее положение кардинальных точек в глазу человека определяют по результатам исследования множества людей с нормальным зрением. Обе главные и обе узловые точки в усреднённом глазу расположены близко друг от друга. В глазу ещё различают зрительную ось, проходящую через центр хрусталика и жёлтого пятна (участок на сетчатке, обладающий наибольшей чувствительностью к свету) и определяющую направление, по которому глаз имеет наивысшую чувствительность. Угол между главной оптической и зрительной осями составляет 5° . Этот угол имеет практическое значение. Если он достаточно велик, возникает впечатление косоглазия. Его следует учитывать при определении расстояния между центрами очковых линз.

Здоровый глаз приспособляется к рассмотрению предметов, расположенных от него на расстоянии от 10-15 см до бесконечности. Эта способность глаза называется аккомодацией.

Аккомодация – это способность глаза изменять оптическую силу за счёт изменения кривизны хрусталика, что позволяет получать чёткие изображения предметов на сетчатке. При этом происходит увеличение оптической силы (D). $D = (n - 1) \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right)$, где R_1 и R_2 – радиусы кривизны хрусталика. Исходя из формулы линзы $D = \frac{1}{d} + \frac{1}{f}$, это

позволяет при увеличении D уменьшить расстояние до объекта (d), не изменяя расстояния до изображения (f). В целом оптическая система глаза действует как собирающая линза с переменным фокусным расстоянием. Вся система глаза в ненапряжённом состоянии (покой аккомодации) имеет оптическую силу около 63 диоптрий. Основное преломление света происходит на внешней поверхности роговицы, на границе с воздухом. Она имеет оптическую силу около 43 диоптрий. Оптическая сила хрусталика при этом 20 диоптрий (при рассмотрении удалённых предметов). При рассмотрении близких предметов кривизна хрусталика увеличивается, и оптическая сила глаза может достигать 70-75 дптр (предел аккомодации).

У взрослого человека (здорового) при приближении предмета к глазу до расстояния 25 см аккомодация совершается без напряжения, и, благодаря привычке рассматривать предметы, находящиеся в руках, глаз чаще всего аккомодирует на этом расстоянии, называемом расстоянием наилучшего зрения. Минимальное расстояние до предмета, соответствующее максимальной аккомодации, определяет положение так называемой ближней точки ясного видения (ближняя точка глаза). Положение ближней точки зависит от возраста человека. С возрастом это расстояние увеличивается, а аккомодация уменьшается.

Для построения изображения предметов на сетчатой оболочке глаза и анализа связанных с этим явлений пользуются редуцированным, или приведённым глазом, который

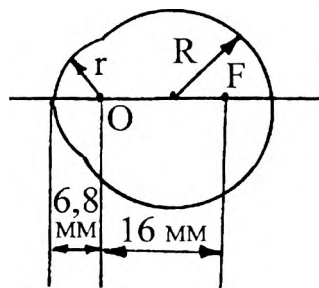


Рис.2

рассматривается как однородная сферическая линза. Предложено несколько схем приведённого глаза весьма близких между собой. На рис.2 (глаз по Вербицкому) приведена такая схема: радиус r передней преломляющей поверхности 6,8 мм, радиус R сферы 10,2 мм, длина по оси 23,4 мм; $n=1,4$. Оптический центр O линзы находится на расстоянии 6,8 мм от вершины передней преломляющей поверхности, а главный фокус F на расстоянии 16 мм от оптического центра, т.е. внутри линзы. В приве-

дённому глазу по Вербицкому главные и узловые точки, для упрощения построений, как и для тонкой линзы, совмещены и находятся в точке О (центр линзы) (рис.3).

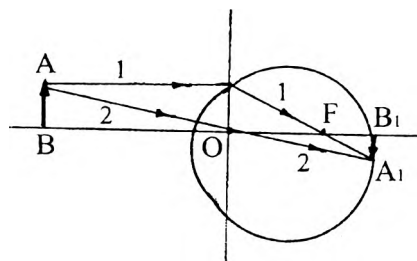


Рис.3

Построение изображения предметов в приведённом глазе делается по правилам для одиночной тонкой линзы. Предмет обычно располагается за двойным фокусным расстоянием, и изображение получается на задней поверхности приведённого глаза действительным, обратным и уменьшенным (рис.3).

2. Разрешающая способность глаза. **Недостатки оптической системы глаза.**

Размер изображения на сетчатке зависит не только от размера предмета, но и от удаления от глаза, т.е. от угла, под которым виден предмет.

Для характеристики величины изображения на сетчатке вводят

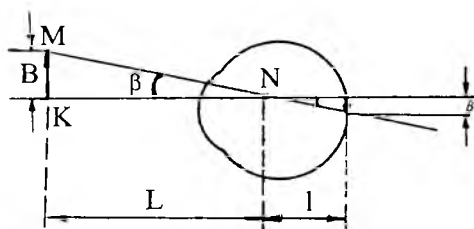


Рис.4

понятие - угол зрения. Это угол β между лучами, идущими от крайних точек предмета через совпадающие узловые точки (рис.4). Размер изображения на сетчатке $\sigma = l\beta$, где l - расстояние между единой узловой точкой и сетчаткой ($l \approx 17$ мм). Формула справедли-

ва, если угол зрения мал. Из приведённого рисунка легко установить связь между размером B предмета, расстоянием L его от узловой точки глаза и углом зрения: $B = L\beta$, тогда $\sigma = \frac{lB}{L}$.

Разрешаемую способность глаза принято оценивать минимальным углом зрения β_{\min} , под которым две соседние точки предмета видны раздельно. Этот угол в конечном итоге определяет размер изображения на сетчатке. В пределах жёлтого пятна при хорошем освещении глаз человека начинает воспринимать две точки, если $\beta \geq 1'$. Величина $\beta_{\min} = 1'$ характеризует разрешаемую способность глаза (макси-

мальную остроту зрения) и определяется структурой сетчатки. Две соседние точки видны раздельно, если их изображения попадают на разные рецепторы. Это условие и определяет предел разрешающей способности глаза. При нормальном зрении человек может с расстояния 25 см видеть раздельно две точки, отстоящие друг от друга на расстоянии 70 мкм. Размер изображения на сетчатке при этом равен 5 мкм, что соответствует среднему расстоянию между колбочками. Поэтому, если изображение двух точек на сетчатке займёт меньшее расстояние чем 5 мкм, то эти точки не разрешаются, т.е. глаз их не различает отдельно. В медицине разрешающую способность глаза оценивают остротой зрения. За норму остроты зрения принимается единица и в этом случае наименьший угол зрения равен $1'$. При нарушениях острота зрения во столько раз меньше нормы, во сколько раз наименьший угол зрения при отклонении от нормы больше одной минуты. Если для больного минимальный угол зрения равен $4'$, то острота зрения равна $1:4=0,25$. Острота зрения – основная функция глаза, на которую ориентируются при подборе очков.

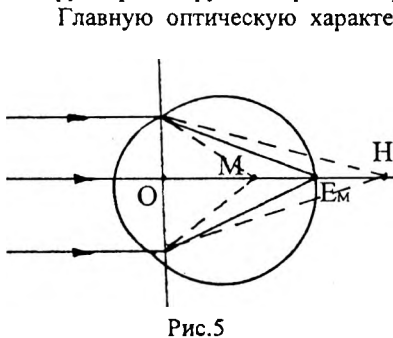


Рис.5

Главную оптическую характеристику глаза представляет положение заднего фокуса относительно сетчатки. Она называется клинической рефракцией глаза (рис.5). Если точка фокуса лежит на сетчатке, рефракция называется эмметропической (E_m), если за сетчаткой – гиперметропической (H), если перед сетчаткой – миопической (M). Только первая рефракция обеспечивает (при покое аккомодации) чёткое изображение далёких предметов на

сетчатке и, следовательно, нормальное зрение. Наиболее распространённым недостатком зрения является близорукость (миопия), связанная с удлинённой формой глазного яблока, и реже с чрезмерной оптической силой преломляющих сред глаза при нормальной его форме. При этом резкое изображение A_1B_1 достаточно удалённых от глаза предметов образуется в плоскости, лежащей несколько впереди сетчатки (рис.6). Такой глаз не видит отчётливо далёкие предметы. Аккомодация при этом бесполезна, так как она ещё больше увеличивает и так чрезмерную для данной формы глазного яблока оптическую силу глаза. Для исправления близорукости необходимо уменьшить оптическую силу глаза путём применения очков с рассеивающими (отрицательными) линзами. При этом изображение A_2B_2 удалённых предметов получается на сетчатке (рис.6). Сплошными линиями

показан ход лучей без линзы, сочетанием штриховой и сплошной линий – с линзой.

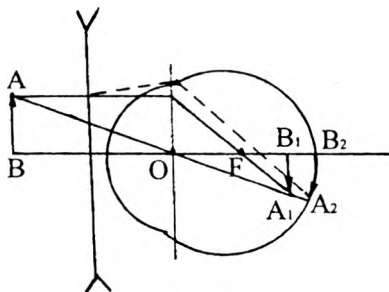


Рис. 6

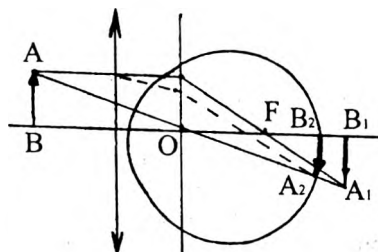


Рис. 7

Дальнозоркость (гиперметропия) связана с недостаточной преломляющей способностью глаза или с укороченной формой глазного яблока. Изображение A_1B_1 удалённых предметов получается позади сетчатки (рис. 7). С помощью аккомодации глаз частично устраняет этот недостаток, однако пределы аккомодации ограничены и такой глаз не видит отчётливо близко расположенные предметы. Для устранения дальнозоркости применяются очки с собирающими (положительными) линзами, которые усиливают преломляющую способность глаза и обеспечивают резкое изображение A_2B_2 на сетчатке (рис. 7).

С возрастом происходит изменение эластичных свойств хрусталика и появляется возрастная дальнозоркость.

Более редко встречается недостаток зрения – астигматизм, который связан с неравномерной рефракцией в различных меридианных плоскостях глаза. Это явление обусловлено нарушением правильной

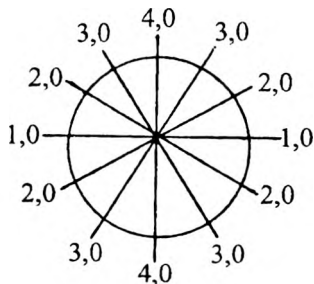


Рис. 8

сферической формы наружной поверхности роговицы и хрусталика. Значительный астигматизм вызывает искажение формы предмета на сетчатке, вытягивание их в длину или ширину. Астигматизм так же требует коррекции зрения, хотя он и является самостоятельным видом клинической рефракции, а чаще всего сопутствует эмметропии, гиперметропии или миопии. Если посмотреть на астигматический глаз спереди и мысленно расщепить его плоскостями, проходящими через полюс роговицы, то

окажется, что показатель преломления в таком глазу плавно изменяется от самого большого значения в одном из сечений, до самого малого

в другом сечении, которое будет перпендикулярно первому. На рис.8 приведён один из примеров распределения рефракции (преломляющей силы в диоптриях) в данном сечении. Сечения, в которых рефракция наибольшая и наименьшая, называются главными плоскостями (или меридианами). Если в каждом сечении рефракция остаётся постоянной – это правильный астигматизм. Если же для различных лучей в пределах определённого сечения рефракция окажется различной, то этот вид называют неправильным. Очки могут исправлять только правильный астигматизм. Коррекция астигматизма осуществляется цилиндрическими и сфероцилиндрическими линзами.

У человека оба глаза работают как согласованная система, формирующая единый образ видимого предмета. Способность формировать такой образ из изображений двух глаз называется бинокулярным зрением. Одновременно, бинокулярное зрение позволяет оценить удалённость окружающих предметов. Эта способность глаза называется стереоскопическим зрением. Место в пространстве, где пересекаются зрительные линии двух глаз, называется точкой фиксации.

Нарушение бинокулярного зрения чаще всего проявляется в виде косоглазия. Косоглазие – это отклонение зрительной линии одного из глаз от совместной точки фиксации. По направлению отклонения зрительной линии глаза различают косоглазие сходящееся, расходящееся и вертикальное. Для компенсации косоглазия могут применяться очки с призматическими линзами.

3. Основы фотометрии.

Обсуждение вопросов биофизических процессов зрительного восприятия требует знания основных понятий, относящихся к измерению световых величин. Этот круг вопросов изучает фотометрия.

Одной из фотометрических величин является световой поток (Φ), который представляет энергию (dW) световой волны, проходящую в единицу времени через данную поверхность: $\Phi = \frac{dW}{dt}$. Световой поток измеряется в люменах (лм).

Освещённость поверхности – это отношение светового потока к площади этой поверхности: $E = \frac{d\Phi}{dS}$. Освещённость измеряется в люксах (лк).

Физиологическое действие света на человека в значительной степени зависит от освещённости. При малых освещённостях глаз с трудом различает мелкие предметы и быстро устаёт. При больших освещённостях свет оказывает вредное действие на сетчатку и возбуждающе действует на нервную систему. Поэтому установлены гигиенические нормы освещённости жилых и производственных помеще-

ний. Например, в аудитории (на уровне поверхности стола) освещённость должна быть 150 лк, в комнатах в общежитии – 50 лк и т.д.

Сила света источника (I) – это отношение светового потока к величине телесного угла, внутри которого этот поток распространяется:

$$I = \frac{d\Phi}{d\Omega}, \text{ где } \Omega - \text{телесный угол, измеряемый в стерадианах. Сила света}$$

измеряется **канделами** (кд). Это основная единица в системе СИ.

Яркость (L) – величина, численно равная отношению светового потока внутри телесного угла к величине этого угла и к площади излучающей площадки:

$$L = \frac{d\Phi}{d\Omega dS \cos \alpha}, \text{ где } \alpha - \text{угол между нормалью к}$$

поверхности и осью телесного угла. Так как $\frac{d\Phi}{d\Omega} = I$, то $L = \frac{I}{dS \cos \alpha}$.

Единицей измерения яркости является 1 Нит (нт) = $\frac{1 \text{ кд}}{1 \text{ м}^2}$. Яркость

листа белой бумаги при чтении и письме должна быть не менее 10 кд/м^2 . Наименьшая яркость светящихся поверхностей, воспринимаемая глазом в темноте, называется **порогом яркости** для человеческого глаза и равна $1 \cdot 10^{-5} \text{ кд/м}^2$.

4. Чувствительность глаза к свету и цвету. Адаптация.

Свет, попадающий в глаз, фокусируется с помощью хрусталика на слой светочувствительных клеток сетчатки колбочек и палочек. Светочувствительные элементы сетчатки – колбочки расположены в жёлтом пятне. Палочки же располагаются по краям жёлтого пятна и по остальной поверхности сетчатой оболочки. Количество колбочек равно примерно 7 миллионам, а палочек примерно – 130 миллионам.

Палочки не различают цвета и отвечают за чёрно-белое или сумеречное зрение (ахроматическое). Только световое раздражение колбочек вызывает ощущение цвета и, благодаря наличию колбочек, осуществляется дневное зрение. Колбочки сосредоточены в центре сетчатки, потому что цветовое зрение осуществляется в условиях яркого освещения при суженном зрачке, пропускающем свет в основном на центральную часть сетчатки.

Чувствительность палочек значительно выше, чем колбочек, которые функционируют лишь при освещённости выше 10^{-2} лк, тогда как палочки реагируют на свет даже при освещённости до 10^{-6} лк. В этом легко убедиться в сумерках, когда нам кажется, что все предметы теряют свою окраску.

Восприятие света, так же как и восприятие звука, подчиняется закону Вебера-Фехнера, согласно которому прирост силы светового

ощущения пропорционален логарифму отношения интенсивности двух сравниваемых световых потоков.

Светочувствительность глаза изменяется в широких пределах благодаря зрительной адаптации. Известно, что при входе в слабо освещённую комнату вначале человек не различает предметы и для их различия требуется определённое время, т.е. переход от дневного к сумеречному зрению требует определённого времени. Этот процесс называется адаптацией. Адаптация – это способность глаза приспосабливаться к различным яркостям. До полной адаптации иногда необходимо время 30-40 минут. Адаптация позволяет глазу нормально функционировать в диапазоне яркости 10^{-7} - 10^5 кд/м².

Исследования показали, что минимальное количество света, которое должно падать на поверхность глаза для создания светового ощущения, составляет от 60 до 150 фотонов жёлто-зелёного света. До сетчатки доходит ещё меньше фотонов. Около 50% поглощается хрусталиком, около 4% отражается от роговицы. Таким образом, на долю фоторецепторов остаётся всего несколько процентов от числа фотонов, падающих на роговицу. Недавние исследования показали, что порог чувствительности глаза, адаптированного к темноте, для жёлто-зелёного света составляет всего 2-3 фотона. Фоторецепторы преобразуют световую энергию в электрическую с коэффициентом усиления 10^5 - 10^6 . Такое большое усиление позволяет даже единичным фотонам создать нервный импульс и соответственно световое ощущение.

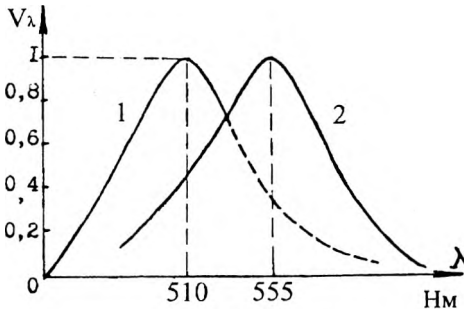
Таким образом, глаз является одним из чувствительнейших приборов.

Глаз человека реагирует на электромагнитные волны с длиной волны примерно от 400 до 780 нм. Причём даже в указанном интервале чувствительность глаза к различным длинам волн неодинакова. Чувствительность глаза для более длинных и более коротких волн резко снижается. Наибольшей чувствительностью глаз обладает к длине волны $\lambda_{\text{max}}=555$ нм, т.е. к зелёному цвету. Если взять несколько источников различного цвета, обладающих одинаковой мощностью, то они будут представлены глазу не одинаково яркими. Например, чтобы красный свет казался столь же ярким, как и зелёный, необходимо, чтобы его мощность превышала мощность зелёного в несколько раз. Поэтому, для характеристики спектральной чувствительности глаза вводят величину, которая равна отношению мощности излучения с длиной волны $\lambda_{\text{max}}=555$ нм к мощности излучения с длиной волны λ , вызывающей ощущение такой же яркости, как и излучение с длиной волны λ_{max} . Эта величина называется относительной спектральной световой эффективностью V_λ (иногда пользуются старым названием – относительная видность): $V_\lambda = \frac{P_{\lambda=555 \text{ нм}}}{P_{\lambda \text{ нм}}}$. Значение функ-

ции V_λ для различных длин волн были определены путём усреднения результатов многочисленных измерений. Для зелёного цвета $\lambda_{\max}=555\text{ нм}$ значение $V_\lambda=1$.

График зависимости V_λ от длины волны λ называется спектральной чувствительностью глаза.

Получены кривые (рис.9) спектральной чувствительности в усло-



виях дневного (2) зрения и сопоставлены с кривой чувствительности в условиях сумеречного зрения (1). При дневном зрении максимум чувствительности соответствует длине волны $\lambda_{\max}=555\text{ нм}$, при сумеречном — длине волны 510 нм , т.е. кривая смещена относительно кривой дневного зрения в направлении более ко-

ротких длин волн и максимум находится в области синего цвета. Поэтому, при рассмотрении предмета сначала при сильном освещении, а затем при значительно более слабом, замечают смещение окраски предмета в синюю часть спектра.

Не следует, однако, думать, что глаз не чувствителен к излучениям, лежащим за пределами диапазона $400\text{--}780\text{ нм}$. Человек может воспринимать излучение в ультрафиолетовой области до 300 нм и инфракрасной области до 950 нм , но чувствительность глаза к этим волнам в миллиард раз меньше, чем для $\lambda_{\max}=555\text{ нм}$.

Хрусталик и стекловидное тело почти полностью поглощают ультрафиолет. Поэтому при удалении хрусталика (по поводу катаракты), чувствительность глаза к ультрафиолету значительно возрастает.

Максимум кривой видности дневного зрения соответствует максимуму солнечного излучения, прошедшего через атмосферу и попавшего на поверхность Земли. В этом проявляется целесообразность организации глаза как светочувствительного аппарата.

5. Биофизические основы зрительной рецепции.

Свет, попадающий в глаз, фиксируется оптической системой глаза на сетчатке, которая представляет собой многослойную клеточную систему. Фоторецепторные клетки находятся в заднем слое сетчатки, опираясь своими светочувствительными сегментами в поглощающий фотоны слой эпителиальных клеток, окрашенных тёмным пигментом.

Для того чтобы попасть в фоторецепторы свету приходится предварительно проходить через слой нервных клеток, что, однако, не снижает чувствительности глаза, так как эти клетки прозрачны для видимого света. Такое расположение фоторецепторов лучше охраняет эти клетки от внешних воздействий и предотвращает попадание на них фотонов, отражённых и рассеянных другими участками глаза, а это улучшает остроту зрения. Каждая палочка и колбочка состоит из наружного и внутреннего сегмента, содержащего ядро и митохондрии, обеспечивающие энергетические процессы в фоторецепторной клетке. В конце внутреннего сегмента, обращенного к свету, находится синаптический контакт с нервным волокном.

Рассмотрим строение и функции палочек. Наружный сегмент палочек состоит из стопки светочувствительных дисков, в которые встроен зрительный пигмент родопсин красного цвета.

Каждый диск толщиной примерно 20 нм, напоминающий собой расплюснутый воздушный шар, состоит из бислойных липидных мембран с пронизывающими их молекулами белков. Большое количество дисков в стопке увеличивает общую светочувствительную поверхность фоторецепторной клетки, что повышает вероятность поглощения ею фотона.

Зрительные диски образуются на протяжении всей жизни человека. Они постепенно перемещаются по сегменту и на самом конце отделяются, после чего поглощаются клетками пигментного эпителия и разрушаются. Из-за низкой вязкости липидного бислоя молекулы пигмента могут совершать быструю латеральную диффузию, а после поглощения кванта света претерпевать значительные конформационные перестройки.

Зрительный пигмент родопсин – это сложный белок. Он состоит из белка опсина и хромофорной группы – ретинала (альдегидная группа витамина А). Если с пищей в организм поступает недостаточное количество витамина А, то нарушается процесс синтеза зрительных пигментов, что приводит к ухудшению сумеречного зрения, называемого «куриной слепотой».

Ретиналь может находиться в двух изомерных конфигурациях: цис- или транс- конфигурации. Молекула транс-ретинала имеет выпрямленную форму. Цис-ретиналь имеет изогнутую форму, поворот группы атомов начинается с одиннадцатого атома углерода, поэтому изомер называется 11-цис-ретиналем. Изогнутая молекула 11-цис-ретинала в темноте образует комплекс с опсином и плотно входит в соответствующее углубление в молекуле опсина. При освещении цис-ретиналь переходит в более устойчивую транс-форму и выпрямленная молекула транс-ретинала не помещается в углублении, выходит из него и отщепляется от опсина. Распад родопсина на ретиналь и опсин

приводит к возбуждению рецепторной клетки и возникновению генераторного потенциала. Разрыв связи между опсином и ретиналем приводит к обесцвечиванию родопсина. Обратный процесс превращения транс-ретинала в цис-ретиаль происходит под действием фермента ретинальизомеразы, после чего цис-ретиаль присоединяется к опсину. В сетчатке при постоянном освещении имеет место устойчивое равновесие, при котором скорость распада родопсина равна скорости его восстановления. В темноте скорость регенерации родопсина достигает максимума и глаз приобретает максимальную чувствительность.

Такие перестройки родопсина впервые были исследованы Уолтом, получившим за это Нобелевскую премию в 1966 г.

Регистрация электроретинограмм позволила установить, что сразу после освещения палочки короткой вспышкой света наблюдается ранний рецепторный потенциал (РРП), затем примерно через 1 мс развивается поздний рецепторный потенциал (ПРП). Природа этих потенциалов совершенно различна и ещё недостаточно изучена. По-видимому РРП связан с перемещением родопсина во время конформационных перестроек, а возникновение ПРП связано с движением ионов через мембрану, однако роль ионов в данном случае несколько иная, чем их роль в образовании потенциала действия в нервном аксоне.

Эти импульсы поступают в аксоны зрительного нерва и передаются в центральную нервную систему, где формируется ощущение света.

Цветовое зрение обусловлено колбочками. Согласно теории Юнга-Гельгольца, существует три типа колбочек с различными кривыми спектральной чувствительности с максимумами 440, 540 и 590 нм (рис.10), где K_λ — монохроматический натуральный показатель поглощения. Каждый вид колбочек создаёт

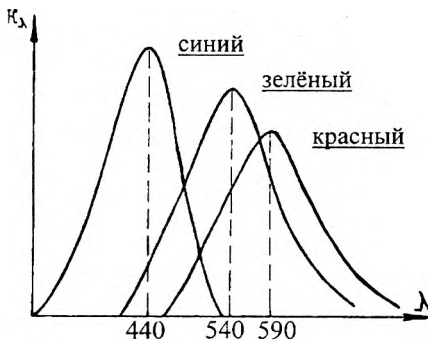


Рис.10

ощущение только одного цвета — красного, зеленого или синего. При одновременном возбуждении рецепторов в мозг поступают сигналы различной интенсивности, которые создают ощущение промежуточных цветов. Всё многообразие цветовых ощущений определяется со-

отношением между числом импульсов, посылаемых возбуждёнными колбочками.

Пигмент колбочек содержит также 11-цис-ретиаль, как и родопсин, но белковая часть пигмента отличается, поэтому пигменты колбочек носят название йодопсинов, они имеют фиолетовую окраску. Каждая колбочка содержит только один вид йодопсина. Поглощение света йодопсинами, как и в случае с родопсином, приводит к появлению потенциалов в колбочках.

Трёх компонентная теория цветного зрения объясняет большинство фактов из физиологии и патологии цветного зрения. При некоторых генетических заболеваниях нарушается синтез белков – йодопсинов, в результате чего не образуется тот или иной пигмент цветового зрения. Человек утрачивает способность различать цвета. Эта болезнь называется дальтонизмом.

ЛЕКЦИЯ №23

ОПТИЧЕСКАЯ И ЭЛЕКТРОННАЯ МИКРОСКОПИЯ. ВОЛОКОННАЯ ОПТИКА.

1. Оптический микроскоп. Ход лучей. Увеличение.

Для получения больших увеличений в качестве лупы следует использовать короткофокусные линзы. Однако такие линзы имеют небольшие размеры, им свойственны значительные aberrации, что накладывает ограничения на их увеличения. Значительное увеличение можно осуществить, рассматривая действительное изображение предмета, созданное дополнительной линзой или системой линз. Такой оптической системой является микроскоп, в простейшем случае

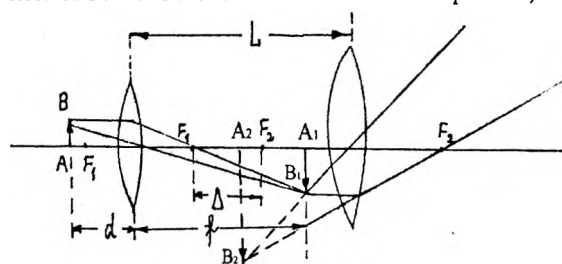


Рис.1

состоящий из 2-х линз. Лупу в этом случае называют окуляром, а дополнительную линзу или систему линз – объективом. Они располагаются друг от друга на расстоянии 15-20 см.

Обычно объектив биологического микроскопа состоит из системы короткофокусных линз, которая уменьшает сферическую и хроматиче-

скую аберрации. Окуляр микроскопа состоит из нескольких линз, обычно из двух. Рассматриваемый объект АВ (рис.1) помещается на расстоянии d вблизи фокуса объектива. Его действительное и перевернутое изображение A_1B_1 получается на расстоянии f от объектива. Окуляр располагается таким образом, чтобы изображение A_1B_1 находилось между передним фокусом F_2 и окуляром. Его рассматривают в окуляр как в лупу. Окончательное изображение получается мнимым, увеличенным и обратным относительно самого рассматриваемого объекта.

Положение объектива относительно объекта подбирается так, чтобы окончательное изображение A_2B_2 располагалась от глаза на расстоянии наилучшего зрения $a_0=25$ см. Расстояние между внутренними фокусами объектива и окуляра называется оптической длиной тубуса (Δ). Оптическая длина тубуса обычно короче геометрической длины L на сумму фокусных расстояний F_1 и F_2 . Увеличение микроскопа равно произведению увеличений объектива и окуляра $\Gamma=\Gamma_{об}\cdot\Gamma_{ок}$. Окуляр в микроскопе используется как лупа и его увеличе-

ние определяется по формуле $\Gamma_{ок} = \frac{a_0}{F_2}$. Увеличение же объектива

можно найти, учитывая, что линейное увеличение линзы ($\Gamma = \frac{f}{d}$) рав-

но отношению расстояния от ее оптического центра до изображения (f) и до предмета d . Применяя эту формулу к объективу микроскопа, можно считать, что $d = F_1$, $f = F_1 + \Delta$, или пренебрегая фокусным расстоянием объектива F_1 по сравнению с оптической длиной тубуса (последняя примерно в десять раз больше), можно считать, что $f \approx \Delta$. Тогда увеличение объектива:

$\Gamma_{об} = \frac{F_1 + \Delta}{F_1} \approx \frac{\Delta}{F_1}$. Следовательно, увеличе-

ние микроскопа: $\Gamma = \frac{\Delta \cdot a_0}{F_1 \cdot F_2}$, т.е. увеличение микроскопа равняется от-

ношению произведений оптической длины тубуса на расстояние наилучшего зрения к произведению фокусных расстояний объектива и окуляра.

Увеличение объектива и окуляра называются их собственными увеличениями и указываются на оправе линз.

2. Разрешающая способность и полезное увеличение микроскопа.

Соответствующим подбором линз можно обеспечить весьма большое увеличение микроскопа. Однако на практике редко исполь-

зуют увеличение, превышающее 1500-2000 раз. Это объясняется тем, что возможность различать мелкие детали объекта нарушается дифракционными явлениями, которые ограничивают полезное увеличение микроскопа. При прохождении света через мельчайшие детали предмета изображение их вследствие дифракции может терять резкость, может возникнуть нарушение геометрического подобия предмета, и, наконец, возможно полное исчезновение изображения. Чтобы детально выяснить причины данного явления, ознакомимся с понятиями: «разрешающая способность», «предел разрешения», «полезное увеличение».

Разрешающая способность (R) – это способность микроскопа давать раздельные изображения мелких деталей рассматриваемого объекта.

Предел разрешения (Z) – это такое наименьшее расстояние между двумя точками объекта, когда эти точки видны в микроскопе раздельно. Разрешающая способность обратна пределу разрешения ($R \sim \frac{1}{Z}$). Разрешающая способность микроскопа обусловлена волновыми свойствами света, поэтому выражение для предела разрешения можно получить учитывая дифракционные явления.

Дифракционная теория разрешающей способности микроскопа разработана Э.Аббе, Л.Мандельштамом и Д.Рождественским. Разрешающая способность микроскопа в целом определяется разрешающей способности объектива, в который непосредственно входят лучи света, дифрагировавшие на объекте.

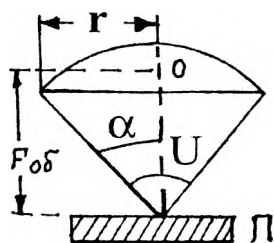


Рис.2

Основным элементом, обуславливающим разрешающую способность объектива, является его апертурный угол α (рис.2), равный половине угла, образованного лучами, идущими от препарата к краям объектива (отверстный угол U). Апертурный угол определяет угловой размер объектива и играет большую роль в достижении большой разрешающей способности микроскопа. Рассмотрим образование с помощью объектива изображения

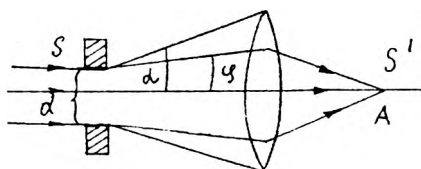


Рис.3

светящегося отверстия S достаточно малого диаметра d , на которое падает пучок параллельных монохроматических лучей (рис.3). Проходя через отверстие, свет испытывает дифракцию. Объектив

собирает лучи и в сопряжённой плоскости образует в точке А изображение отверстия S' . Возможны два случая:

1) Апертурный угол α объектива больше угла дифракции φ или равен ему ($\alpha \geq \varphi$), тогда все дифрагирующие лучи принимают участие в формировании изображения и оно будет подобно предмету.

2) Апертурный угол $\alpha < \varphi$, тогда не все исходящие из отверстия лучи примут участие в образовании изображения предмета. Изображение не будет полностью геометрически подобно предмету.

Степень нарушения изображения будет зависеть от того, какая часть дифрагирующих лучей не попадает в объектив и не принимает участие в образовании изображения. Угол φ дифракции лучей тем больше, чем больше длина волны λ и чем меньше диаметр d отверстия. Тогда $\varphi \sim \frac{\lambda}{d}$ в предельном случае, когда $\alpha = \varphi$, можно установить

аналогичное соотношение $\alpha \sim \frac{\lambda}{d}$, откуда $d \sim \frac{\lambda}{\alpha}$.

Таким образом, диаметр отверстия, при котором сохраняется подобие изображения предмету, может быть тем меньше, чем короче длина волны и чем больше апертурный угол.

Перенеся рассуждения на условия микрофотографирования, можно считать, что диаметр d отверстия соответствует наименьшему размеру структурных деталей препарата, т.е. приравнять его к пределу разрешения объектива микроскопа $Z=d$. Тогда аналогичное утверждение можно привести относительно разрешения объектива.

В теории Аббе в качестве микрофотографируемого объекта рассматривается дифракционная решётка. В оптических устройствах, в том числе и в микроскопе, пучки света всегда ограничены, поэтому важно знать, как это повлияет на искажение изображения предмета, какое минимальное количество лучей способно передавать полную информацию о предмете. Аббе в своих опытах экранировал в плоскости F собирающей линзы часть лучей, дающих изображение дифракционной решётки. Он установил, что для разрешения щелей в изображении дифракционной решётки, полученном с помощью линзы на экране, необходимо, чтобы в образовании её изображения участвовали лучи от максимумов нулевого и первого порядков, хотя бы с одной стороны. В предельном случае, согласно Аббе, крайними лучами ограниченного конического светового пучка будут лучи, соответствующие центральному (нулевому) и 1-му главному максимуму. Предел разрешения в этом случае может быть приравнен периоду дифракционной решётки (d). Тогда, используя формулу дифракционной решётки $k\lambda = d \sin \varphi$, ($k=1$; $\varphi = \alpha$; $d=Z$) для перпендикулярного падения лучей в

воздухе можно записать: $Z = \frac{\lambda}{\sin \alpha}$; т.е. предел разрешения при прямом падении лучей численно равен отношению длины волны света к синусу апертурного угла объектива.

Пусть свет падает на дифракционную решётку под углом падения

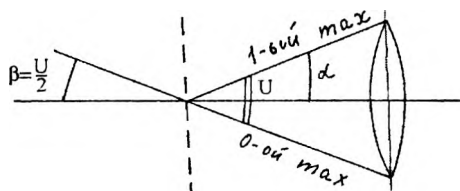


Рис.4

$\beta = \frac{U}{2} = \alpha$, равным апертурному углу (рис.4). В этом случае формула дифракционной решётки будет иметь вид: $d(\sin \beta - \sin \alpha) = \pm k\lambda$. Так как $\sin(-\alpha) = -\sin \alpha$, из этой формулы при $\beta = \frac{U}{2}$ и

$\alpha = -\frac{U}{2}$ получим $2d \sin\left(\frac{U}{2}\right) = \lambda$ или $Z = \frac{0,5\lambda}{\sin \alpha}$. Если свет распростра-

няется не в воздухе, а в среде с показателем преломления n , то $\lambda_n = \frac{\lambda}{n}$ (λ – длина волны света в воздухе).

В этом случае предел разрешения запишется:

$$Z = \frac{0,5\lambda}{\sin \alpha} = \frac{0,5\lambda}{n \cdot \sin \alpha}.$$

При другом подходе к выводу формулы для определения предела разрешения при наклонном падении лучей на объектив эта формула

имеет вид: $Z = \frac{0,61\lambda}{n \cdot \sin \alpha}$, где величину $A = n \cdot \sin \alpha$ называют числовой апертурой.

Из этой формулы для Z следует, что одним из способов уменьшения предела разрешения является уменьшение длины волны света. В связи с этим применяются ультрафиолетовый микроскоп, в котором микрообъекты исследуются в УФ-свете. В нём используется оптика прозрачная для УФ-лучей (кварцевая оптика), а для фиксации изображения фотопластинка, люминесцентные экраны или электронно-оптические преобразователи.

Другой способ уменьшения предела разрешения – это увеличение числовой апертуры. Её можно увеличить, увеличив апертурный угол. Это можно сделать, приближая предмет к объективу. Однако расстояние предмета от линзы объектива не может изменяться произвольно, оно постоянно для каждого объектива.

Числовая апертура может быть увеличена с помощью специальной жидкой среды – иммерсии в пространстве между объективом и покровным стеклом микроскопа. В иммерсионных системах по сравнению с «сухими» системами получают большую числовую апертуру. В качестве иммерсионной среды используют воду ($n=1,333$), кедровое масло ($n=1,515$), монобромнафталин ($n=1,66$). При иммерсии свет от предмета до объектива проходит по оптически однородной среде и не даёт потерь на отражение. Это значительно повышает яркость изображения, что имеет весьма существенное значение, особенно для микроскопа с большим увеличением. В современных микроскопах апертурный угол может иметь наибольшее значение 70° . В этом случае предел разрешения оптического микроскопа $0,2 - 0,3$ мкм.

Оценим полезное увеличение оптического микроскопа.

Если предмет имеет размер, равный пределу разрешения Z , а размер его изображения Z' и, если его изображение расположено на расстоянии наилучшего зрения от глаз, то увеличение микроскопа:

$$\Gamma = \frac{Z'}{Z}.$$

Это увеличение называется полезным увеличением микроскопа.

Так как $Z = \frac{0,5\lambda}{A}$, то $\Gamma = \frac{Z' \cdot A}{0,5\lambda}$. Увеличение микроскопа названо полезным, потому что при нём глаз человека различает все элементы структуры объекта, которые разрешимы микроскопом.

3. Некоторые специальные приёмы оптической микроскопии.

а) Измерение размеров микроскопических объектов.

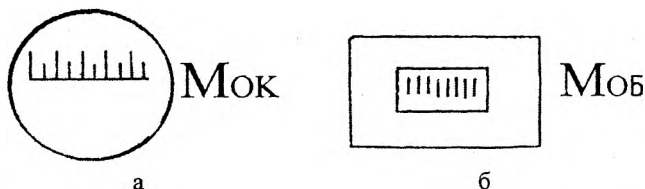


Рис.5

Определение величины микроскопических объектов выполняется с помощью окулярного $Мок$ (рис.5а) и объектного $Моб$ (рис.5б) микрометров, представляющих из себя стеклянные пластины с нанесёнными на них масштабными шкалами. Окулярный микрометр устанавливается в плоскости промежуточного изображения, полученного от объектива. В окуляр наблюдается изображение шкалы, совмещённое с изображением микроскопируемого объекта.

Если известна цена деления шкалы окулярного микрометра, можно определить размер этого изображения, даваемого объективом, а разделив полученную величину на известное увеличение объектива – действительные размеры объекта.

Если цена деления окулярного микрометра неизвестна, то её можно определить с помощью объектного микрометра $M_{об}$ с известной ценой деления (обычно – 0,01 мм). Объектный микрометр помещают на место предмета. В окуляр наблюдают совмещённые изображения обоих шкал и определяют цену деления окулярного микрометра.

б) Микропроекция и микрофотография.

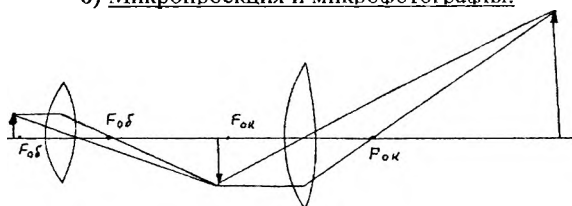


Рис.6

В оптическом микроскопе получается мнимое изображение благодаря тому, что промежуточное действительное изображение, образуемое объективом, располагается между передним фокусом $F_{ок}$ и окуляром. Если придвинуть окуляр так, чтобы изображение, которое даёт объектив, оказалось бы перед передним фокусом окуляра (рис.6), то последний будет давать действительное изображение, которое может быть спроектировано на экран или фотопластинку. Окуляр в этом случае служит проекционной линзой. Можно удалить окуляр и проектировать на экран или фотопластинку действительное изображение, даваемое только объективом, хотя при этом увеличение будут меньшим.

Наблюдение на экране действительного изображения предметов, полученного одним из указанных способов, называется микропроекцией. Фотографирование полученного таким способом действительного изображения называется микрофотографией. Обычно для этого используется специальная фотонасадка к микроскопу, которая представляет собой фотокамеру, надеваемую на окулярный конец тубуса микроскопа. Изображение предмета проектируется на плоскость расположения фотопластинки. Фотонасадка снабжена визуальной трубкой для наблюдения за изображением в процессе съёмки.

Линейное увеличение микрофотонасадки к микроскопу определяется по формуле: $\Gamma_n = n_{об} \cdot n_{ок} \frac{x}{250}$, где x – расстояние в мм от

окуляра микроскопа до фотопластины; 250 – расстояние наилучшего зрения в мм. $n_{об}$ и $n_{ок}$ – увеличение объектива и окуляра.

в) Фазово-контрастный метод.

При прохождении световой волны через прозрачный объект интенсивность света почти не изменяется, но фазы претерпевают изменения, которые зависят от толщины объекта и его показателя преломления. Увидеть детали таких объектов обычным способом практически невозможно. Фазово-

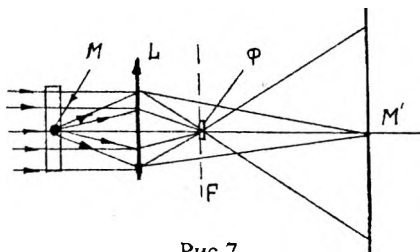


Рис.7

контрастный метод применяется для наблюдения мало-контрастных объектов и основан на использовании разности фаз, которая образуется при прохождении света через различные структуры (участки) исследуемого объекта.

Допустим, что в однородной прозрачной среде объекта с показателем преломления n имеется прозрачное включение M с показателем преломления n_1 , вызывающее дифракцию световых лучей (рис.7). При освещении объекта параллельным пучком лучей, часть его пройдет через среду, сойдется в небольшом участке фокальной плоскости F объектива, а затем попадут на экран распадающимся пучком. Лучи же, образовавшиеся вследствие дифракции света на неоднородности объекта, падают на объектив в виде расходящегося пучка и после объектива не пройдут через его фокус, а сойдутся на экране в некоторой точке M' , являющейся изображением включения M . Между лучами, падающими на препарат параллельно, и лучами, дифрагируемыми на неоднородности M , будет некоторая разность хода, которая увеличивается с помощью оптического устройства, называемого фазовой пластинкой, до половины длины волны ($\lambda/2$). Вследствие этого в точке M' прямые и дифрагирующие лучи интерферируют и взаимно гасят друг друга. Поэтому изображение включения M наблюдается затемненным на светлом фоне окружающей его среды. Фазовая пластинка Φ представляет собой слой прозрачного вещества определенной толщины с определенным показателем преломления. Пластинка имеет форму кружка очень малого диаметра и устанавливается в фокусе объектива. Через неё проходят только лучи, которые падали на препарат параллельным пучком. Они получают при этом дополнительную разность хода по отношению к лучам, дифрагируемым на неоднородности M . Для фазово-контрастной микроскопии применяют особые объективы, содер-

жащие фазовую пластинку и специальные конденсоры, которые устанавливаются в обычном биологическом микроскопе.

4. Волновые свойства частиц. Электронная микроскопия.

Первым шагом в создании квантовой механики явилось обнаружение волновых свойств микрочастиц.

Французский физик Луи де Бройль в 1924 году пришёл к выводу, что любая движущаяся частица вещества, как и квант излучения, обладает не только корпускулярными свойствами, но и волновыми, которые можно охарактеризовать, сопоставляя частице некоторую волну, длина которой связана с импульсом p частицы таким же соотношением, как и для фотона, т.е.:

$$\lambda = \frac{h}{p} = \frac{h}{m\vartheta},$$

где m – масса частицы; ϑ – её скорость; h – постоянная Планка.

Эту волну называют волной де Бройля. Она характеризует волновые свойства движущейся частицы. Длина волны де Бройля весьма мала. Для электрона при $\vartheta = 10^8$ м/с она имеет порядок 7 \AA ($7 \cdot 10^{-10}$ см), т.е. соответствует длине рентгеновского излучения. Гипотеза де Бройля была столь необычной, что многие крупные физики не придали ей какого-либо значения, однако несколькими годами позже наличие у движущихся частиц волновых свойств было подтверждено экспериментально. В 1927 г. К.Дэвисон и Л.Джермер наблюдали на монокристалле никеля дифракцию электронов.

В более поздних опытах была обнаружена дифракция при пропускании пучка электронов с высокой энергией через металлическую фольгу (поликристаллическое тело). Электроны рассеиваются на фольге и на фотопластине или флуоресцирующем экране образуется дифракционная картина, состоящая из ряда concentрических темных и светлых колец (рис.8). Подобная картина получается при прохождении через такую же фольгу пучка рентгеновских лучей.

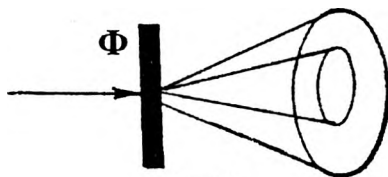


Рис.8

Волновые свойства частиц можно использовать для получения увеличенных изображений предмета. Из сказанного ранее следует, что предел разрешения оптического микроскопа, в основном, определяется значением длины волны. Уменьшить предел разрешения позволяет электронный микроскоп, в котором носителем информации о предмете является поток электронов, которые, пройдя через вещество,

будут рассеиваться по различным направлениям. Найдём зависимость длины волны де Бройля электронов от ускоряющего напряжения:

$$\frac{m_0^2 v^2}{2} = eU \text{ откуда } v = \sqrt{\frac{2eU}{m}}, \text{ но } \lambda = \frac{h}{mv}, \text{ тогда } \lambda = \frac{h}{\sqrt{2eUm}}.$$

Из формулы для λ можно сделать вывод, что предел разрешения электронного микроскопа зависит от ускоряющего напряжения (остальные величины являются постоянными). Подставив в формулу предела разрешения оптического микроскопа длину волны де Бройля для электронов, получим для электронного микроскопа:

$$Z = \frac{0,5h}{\sqrt{2eUm} \cdot n \cdot \sin \alpha}.$$

Характер рассеивания электронов зависит от структуры слоя вещества, через которые они проходят. Объекты исследования обычно готовятся в виде плёнок, ультратонких срезов и размещаются на специальных рамках или сетках из тончайшей проволоочки, а также плёнках-подложках, не имеющих собственной структуры. Для работы с электронным микроскопом пригодны очень тонкие объекты (5-100 нм), потому что электроны сильно поглощаются и рассеиваются веществом.

Изображение, которое получается на экране или фотопластинке, отобразит структуру объекта. При этом оно может быть значительно увеличено по сравнению с предметом.

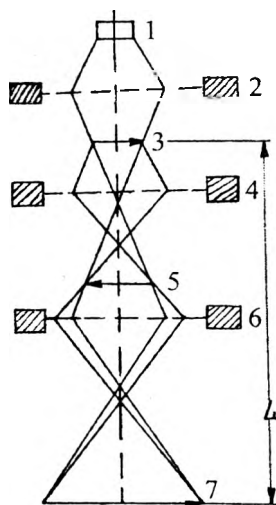


Рис.9

Основное различие оптического и электронного микроскопов состоит в том, что с объектом взаимодействуют не лучи света, а пучок быстрых электронов. Поэтому вместо системы оптических линз в электронном микроскопе движением электронного пучка управляют магнитные или электрические поля (магнитные или электрические линзы). Такие поля получают с помощью катушки с током или системы заряженных электродов. Магнитные линзы более часто употребляются, так как дают меньше искажений. На рис.9 схематически показана электронно-оптическая система простейшего электронного микроскопа с магнитными линзами.

Пучок быстрых электронов из электронной пушки (1) попадает в конденсорную линзу (2), направляющую пучок нужного сечения на исследуемый объект (3). За счёт различной степени рассеяния электронов разными участками

объекта, отличающимися толщиной, плотностью или химическим составом, пучок проходящих через объект электронов несёт на себе информацию об этом объекте. Объектная линза (4) даёт промежуточное (увеличенное в несколько раз) изображение (5) объекта. Проекционная линза (6) образует конечное изображение (7), которое регистрируется фотографическим способом, либо наблюдается визуально на люминесцентном экране в специальное смотровое стекло. Все эти узлы соединены друг с другом, образуя колонку микроскопа, внутри которой поддерживается низкое давление (10^{-2} - 10^{-3} Па). Рабочее напряжение для разгона электронов достигает 50-100 кВ. Максимальное увеличение Γ микроскопа, имеющего кроме конденсатора и объектива, только одну проекционную линзу, определяется фокусным расстоянием f_1 и f_2 объектной и проекционной линз и расстоянию L между объ-

ектом и плоскостью конечного изображения: $\Gamma = \frac{L^2}{4 \cdot f_1 \cdot f_2}$. Обычно

величины f_1 и f_2 составляют несколько миллиметров, а L равно 1-2 м. Полезное увеличение микроскопов достигает 10^6 , а предел разрешения $Z \approx 0,1$ нм, что в сотни раз лучше, чем у оптического микроскопа. Следует отметить, что применение ускоряющего напряжения, большего 100 кВ, хотя и повышает разрешающую способность микроскопа, но связано с разрушением исследуемого объекта электронами, имеющими большую скорость.

Изображение в электронном микроскопе может формироваться за счёт прохождения электронов сквозь объект и в этом случае микроскоп называется просвечивающим, если же изображение образуется отражёнными от объекта электронами, то микроскоп называется отражательным. Для биологических исследований используются, в основном, просвечивающие микроскопы.

С помощью электронного микроскопа получены уникальные снимки различных клеток, субклеточных структур, вирусов, бактерий. Можно наблюдать крупные органические молекулы (например, РНК при увеличении в 10^3 раз). Электронная микроскопия позволяет изучать строение клеточных мембран, нервных волокон. С помощью электронного микроскопа впервые был увиден ген. Используемый отечественный микроскоп ЭВМ-100-ЛМ даёт максимальное 600000-кратное увеличение и предел разрешения порядка $3 \cdot 10^{-10}$ м (0,3 нм).

5. Волоконная оптика и её применение в эндоскопии.

В начале 50-х годов прошлого столетия в различных отраслях науки и, особенно в медицину, стали внедряться волоконно-

оптические элементы, которые способны передавать свет по каналам, называемыми светопроводами.

Волоконной оптикой называется раздел оптики, в котором рассматривается передача света и изображения по светопроводам.

Волоконная оптика основана на явлении полного внутреннего отражения. Свет, попадая внутрь прозрачного волокна (или стержня),

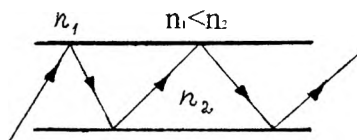


Рис.10

окружённого веществом с меньшим показателем преломления, многократно отражается и распространяется вдоль этого волокна (рис.10). Так как при полном внутреннем отражении коэффициент отражения сравнительно высок ($K=0,9999$), то

потери энергии в волокне, в основном, обусловлены поглощением света внутри волокна. Так, например, в волокне 1 м в видимой области спектра теряется от 30 до 70% энергии светового пучка. Для передачи больших световых потоков и сохранения гибкости светопровода отдельные волокна собираются в пучки (жгуты) – световоды, которые в медицине используются для решения двух задач: 1) передачи световой энергии для освещения холодным светом внутренних полостей; 2) для передачи изображения.

Для решения первой задачи не имеет значения относительное положение отдельных волокон. Во втором случае очень важно, чтобы расположение волокон в жгуте на входе и выходе было одинаковым, так как в противном случае изображение будет искажено. Волоконная оптика позволила модернизировать существующий ранее медицинский прибор – эндоскоп – специальный прибор для осмотра внутренних полостей (желудок, прямая кишка, бронхи и др.), который состоит из двух частей: источника света и смотровой части, содержащей систему линз. Источник света (миниатюрная лампочка) помещён на конце эндоскопа, который вводится внутрь. Используя волоконную оптику, удалось, во-первых, свет от лампочки передать внутрь органа по световоду и тем самым избежать нежелательного нагревания этого органа, которое возникает при помещении источника света внутрь полости в эндоскопе старой конструкции; во-вторых, гибкость волоконно-оптической системы такого эндоскопа допускает осмотр большей части полостей тела человека, чем жёсткие эндоскопы. Гибкий световод состоит из нескольких десятков тысяч стеклянных нитей в общей защитной оболочке.

Волоконный эндоскоп позволяет не только визуально осмотреть желудок, но и произвести необходимые фотоснимки с целью диагностики. С помощью световодов можно предать лазерное излучение во внутренние органы с целью лечебного воздействия на опухоли.

ЛЕКЦИЯ №24

ТЕПЛОВОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ. ФОТОЭФФЕКТ.

1. Характеристики теплового излучения. Абсолютно чёрное тело. Серые тела. Закон Кирхгофа.

Электромагнитное излучение нагретых тел, т.е. излучение, обусловленное возбуждением атомов и молекул тела при соударении их в процессе теплового движения, называется тепловым. Оно присуще всем телам, находящимся при любой температуре, выше нуля Кельвина. При этом каждое тело одновременно излучает и поглощает падающее на него излучение от окружающих тел, и, в конечном итоге, должно прийти в состояние теплового (лучистого) равновесия.

Температура, соответствующая этому состоянию, называется температурой теплового равновесия. Для количественной оценки процессов излучения и поглощения вводится несколько характеристик.

Энергетическая светимость (испускающая способность) R тела – это энергия, испускаемая во всех направлениях с единицы площади тела в единицу времени. Измеряется в Дж/с·м² или Вт/м².

Способность тела поглощать энергию оценивается поглощательной способностью тела A – это отношение энергии электромагнитного излучения, поглощённой телом, к энергии излучения, падающей на него (величина безразмерная).

Опыт показывает, что излучательная и поглощательная способность тела зависит от его природы, температуры и при этом является различной для излучений с различной длиной волны. В связи с этим вводится понятие спектральной испускающей (поглощательной) способности.

Спектральной испускающей способностью R_λ называется величина, рассчитанная для узкого интервала длин волн $d\lambda$ (от λ до $\lambda+d\lambda$). Аналогично вводится понятие спектральной поглощательной способности (A_λ). Поглощательная способность всех реальных тел меньше единицы. Так, например, для видимой части спектра поглощательная способность алюминия равна 0,1; меди – 0,5; воды – 0,67.

Воображаемое тело, поглощающее при любой температуре всю падающую на него энергию, называется абсолютно чёрным телом. Поглощательная способность такого тела для всех длин волн одинакова и равна единице: $A=A_\lambda=1$.

Для видимой части спектра телом, близким к абсолютно чёрному, является сажа ($A=0,95$). Абсолютно чёрных тел в природе нет, это понятие – физическая абстракция. Моделью абсолютно чёрного тела яв-

ляется маленькое отверстие (рис.1) в замкнутой непрозрачной полости. Луч, падающий в это отверстие, многократно отражается от стенок и почти полностью будет поглощён.

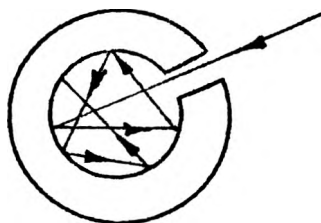


Рис.1

Тело, поглощательная способность которого меньше единицы и не зависит от длины волны света, падающего на него, называется серым. Серых тел в природе нет, однако, некоторые тела в определённом интервале длин волн излучают и поглощают как серые, так, например, тело человека, имеющее поглощающую способность приблизительно равную

0,9 для инфракрасной области спектра.

Распределение общей энергии сложного электромагнитного излучения между волнами различной длины (распределение энергии излучения “по спектру”) представляет одну из важнейших характеристик излучения.

Закон распределения может быть установлен экспериментально, например, путём разложения излучения в спектр и установления с помощью термопары спектральной испускательной способности $R_{\Delta\lambda}$, приходящийся на каждый достаточно узкий участок $\Delta\lambda$. Затем для каждого участка вычисляется величина $r_\lambda = \frac{R_{\Delta\lambda}}{\Delta\lambda}$, (r_λ – называют спек-

тральной плотностью энергетической светимости тела), которая и от-

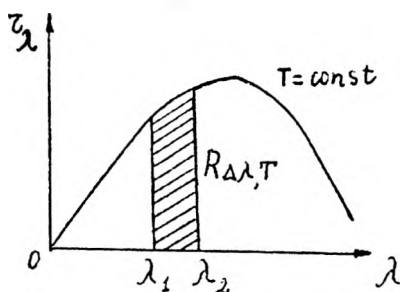


Рис.2

кладывается на графике как функция длины волны. Полученная кривая (рис.2) характеризует распределение энергии излучения по спектру при данной температуре T тела. Полная излучательная способность тела R_T (по всем длинам волн) при температуре T находится как площадь, ограниченная всей кривой и осью абсцисс:

$$R_T = \int_0^{\infty} r_\lambda d\lambda.$$

Выясним связь между излучательной и поглощательной способностью тела. Представим себе изолированную систему из двух тел, имеющих различную температуру и обменивающихся энергией только путём лучеиспускания и лучепоглощения. Через некоторое время в такой системе установится тепловое равновесие. Обозначим излуча-

тельные и поглощательные способности тел при температуре лучистого равновесия соответственно R' , R'' и A' , A'' . Предположим, что первое тело испускает с единицы поверхности за 1 секунду в n раз больше энергии, чем второе $R' = nR''$. Но, тогда из условия теплового равновесия, оно должно и поглощать в n раз больше энергии, т.е.

$A' = nA''$. Из этого следует: $\frac{R'}{A'} = \frac{R''}{A''}$. Если изолированная система со-

стоит из многих тел и одно из них является абсолютно чёрным, то аналогичное рассуждение приведёт к следующему выводу:

$\frac{R'}{A'} = \frac{R''}{A''} = \frac{R'''}{A'''} = \dots = \frac{\varepsilon}{1} = \varepsilon$, где ε – испускательная способность абсо-

лютно чёрного тела ($A=1$). Эту количественную связь между излучением и поглощением установил в 1859 году Кирхгоф (закон Кирхгофа).

Для всех тел при данной температуре отношение испускательной способности к поглощательной способности есть постоянная величина, равная испускательной способности абсолютно чёрного тела при той же температуре.

Из закона Кирхгофа вытекает 3 важные следствия:

1. Испускательная способность любого тела при данной температуре равна произведению его поглощательной способности на испускательную способность абсолютно чёрного тела при той же температуре: $R = A \cdot \varepsilon$.

2. Испускательная способность любого тела меньше испускательной способности абсолютно чёрного тела при той же температуре ($R = A \cdot \varepsilon$, но $A < 1$, следовательно, $R < \varepsilon$).

3. Если тело не поглощает каких либо волн, то оно не испускает их ($R_\lambda = A_\lambda \cdot \varepsilon_\lambda$, поэтому $R_\lambda = 0$ при $A_\lambda = 0$).

2. Квантовый характер излучения. Формула Планка. **Законы излучения абсолютно чёрного тела.**

Распределение энергии в спектре абсолютно чёрного тела при равновесном излучении и при различных температурах было изучено экспериментальным путём в конце прошлого столетия. При этом были сформулированы два закона теплового излучения.

Излучение абсолютно чёрного тела имеет сплошной спектр. Экспериментальные кривые, приведённые на рис.3 $\left(\varepsilon_\lambda = \frac{\varepsilon_\lambda}{\Delta\lambda} \right)$, позволяют сделать вывод, что существует максимум плотности энергетической светимости, которая с повышением температуры смещается в сторону

коротких длин волн. Из рис.3 следует, что полная испускательная способность абсолютно чёрного тела (площадь, ограниченная кривой и осью абсцисс) увеличивается с ростом температуры абсолютно чёрного тела.

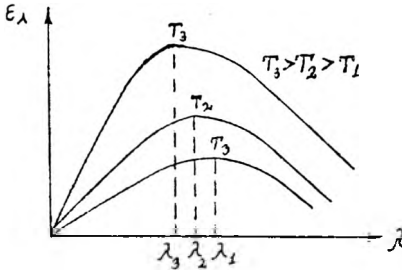


Рис.3

Долгое время затруднялись получить теоретическую зависимость ϵ_λ от длины волны и температуры, которая для абсолютно чёрного тела соответствовала бы эксперименту. В 1900 г. это было сделано М. Планком. В классической физике испускание и поглощение излучения телом рассматривается как непрерывный процесс.

Это положение и не позволило получить теоретически правильную зависимость, соответствующую эксперименту. Планк высказал гипотезу, что абсолютно чёрное тело излучает и поглощает энергию не непрерывно, а дискретными порциями – квантами. Представляя излучающее тело, как совокупность осцилляторов, энергия которых может изменяться на величину $h\nu$, Планк получил формулу:

$$\epsilon_\lambda = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \cdot \frac{1}{e^{hc/kT\lambda} - 1} \quad \text{или} \quad \epsilon_\nu = \frac{2\pi\nu^2}{c^2} \cdot \frac{h\nu}{e^{h\nu/kT} - 1}, \quad (1)$$

где h – постоянная Планка; c – скорость света; k – постоянная Больцмана. Формула (1) описывала экспериментальные кривые, изображённые на рис.3. Из формулы (1) можно получить законы абсолютно чёрного тела, которые были установлены ещё до основополагающей работы Планка.

Зависимость полной (по всему спектру) испускательной способности от температуры описывается законом Стефана-Больцмана (1879г.).

Полная испускательная способность абсолютно чёрного тела прямо пропорциональна четвёртой степени его абсолютной температуры T : $E = \sigma T^4$, где σ – постоянная Стефана-Больцмана ($\sigma = 5,7 \cdot 10^{-8}$ Вт/м²·К⁴).

Длина волны, которой соответствует максимум энергии, зависит от температуры тела. Эта зависимость установлена законом Вина.

Длина волны, на которую приходится максимум энергии абсолютно чёрного тела, обратно пропорциональна его абсолютной температуре T : $\lambda_m = \frac{b}{T}$, где $b = 2,898 \cdot 10^{-3}$ м·К – постоянная Вина. Этот закон выполняется и для серых тел. Закон Вина называют законом сме-

щения, так как он показывает, что с повышением температуры максимум энергии излучения чёрного тела смещается в сторону более коротких длин волн.

3. Излучение тела человека. Основы термографии.

Тело человека имеет определённую температуру благодаря теплообмену с окружающей средой, осуществляемому посредством теплопроводности, конвекции, испарения, излучения и поглощения. Трудно оценить процентное соотношение между указанными видами теплообмена, т.к. оно зависит от многих факторов: состояния организма (температура, подвижность, эмоциональное состояние), состояния окружающей среды (температура, влажность, движение воздуха), одежды и т.д.

Так как теплопроводность воздуха мала, то этот вид теплообмена существенного значения для организма не имеет. Однако конвекция в воздухе может значительно усиливать теплоотдачу. Большую роль для уменьшения конвекции играет одежда. В условиях умеренного климата 15-20% теплоотдачи человека осуществляется путём конвекции.

Испарение происходит с поверхности кожи и лёгких человека (в среднем за сутки человек выделяет 350 гр. водяного пара), при этом потеря теплоты составляет около 30%.

Потеря теплоты путём излучения составляет наибольшую долю в общем процессе теплообмена (50%). Оно осуществляется с открытых частей тела и через одежду. Основная часть этого излучения относится к инфракрасному излучению (4-50 мкм). При вычислении теплопотерь излучаемые элементы (кожа человека, ткань одежды) принимаются за серые тела и тогда $R = \alpha \sigma T^4 = \delta T^4$, где $\delta = \alpha \sigma$ – приведённый коэффициент излучения, для кожи человека равен $5,1 \cdot 10^{-8} \text{ Вт/м}^2 \cdot \text{К}^4$; $\alpha = 0,9$ – коэффициент поглощения.

Если температура тела человека T_1 , то с открытой поверхности всего тела ($S = 1,5 \text{ м}^2$) излучается мощность $P_1 = S \delta T_1^4$. Одновременно человек поглощает часть излучения из окружающей среды. Для одетого человека под T_1 следует понимать температуру поверхности одежды.

Если бы поверхность тела человека имела температуру, равную температуре T_0 воздуха в комнате ($T_1 = T_0$), то излучаемые и поглощаемые мощности были бы равны друг другу и равны $P_0 = S \delta T_0^4$. Если же $T_1 \neq T_0$, то мощность, теряемая человеком при взаимодействии с окружающей средой определяется: $P = P_1 - P_0 = S \delta (T_1^4 - T_0^4)$.

Максимум спектральной плотности тела человека ($t=32^{\circ}\text{C}$ – температура поверхности кожи) в соответствии с законом Вина приходится на длину волны 9,5 мкм (ИК-излучение).

Вследствие сильной температурной зависимости энергетической светимости от T ($R=\delta T^4$) даже небольшое изменение температуры тела человека вызывает значительное изменение мощности излучения. Если температура тела человека изменится на $0,3^{\circ}\text{C}$, т.е. на 1%, то энергетическая светимость изменится на 4%.

У здорового человека распределение температуры на различных участках тела в различных точках весьма характерно и определено. Однако, воспалительные процессы, опухоли и изменение кровообращения могут изменять местное распределение температуры. Так, температура вен зависит от состояния кровообращения, а также охлаждения или нагревания конечностей. Таким образом, регистрация излучения разных участков тела, определение их температуры является диагностическим методом. Этот метод называется термографией. Она абсолютно безвредна для человека и находит широкое применение в клинической практике (выявление очагов воспалительных процессов, выявление нарушений в сосудистой системе, тромбоз глубоких вен, выявление артериальных заболеваний, выявление болевых зон и травм, диагностика онкологических заболеваний). Так с диагностической целью можно проводить фотографирование в ИК-лучах, что позволяет увидеть детали, невидимые глазом на обычной фотографии. На фотографии в ИК-лучах отчетливо видны вены. Такой метод используется при диагностике кожных и сосудистых заболеваний.

В некоторых случаях при термографии используют жидкокристаллические индикаторы, которые очень чувствительны к небольшим изменениям температуры. Визуально по изменению их цвета можно определить местные различия в температуре.

Может быть применён и метод, основанный на использовании тепловизоров. Принцип действия тепловизора с оптико-механической системой сканирования объекта заключается в следующем. В каждый момент времени сканирующая система собирает на высокочувствительный приёмник энергию ИК-излучения. Благодаря сканирующему перемещению оптико-механической системы осуществляется последовательный (как в телевидении) анализ общего поля обзора. Под действием потока излучения, падающего на приёмник, вырабатывается электрический сигнал, который после усиления и обработки подаётся на экран электронно-лучевой трубки, где формируется видимое изображение, отображающее тепловое поле исследуемого объекта. Яркость изображения пропорциональна температуре просканированных участков тела человека.

4. Фотоэлектрический эффект.

Фотоэлектрическим эффектом (фотоэффектом) называют группу явлений, возникающих при взаимодействии света с веществом, заключающихся либо в эмиссии электронов (внешний эффект), либо в изменении электропроводности вещества или возникновении электродвижущей силы (внутренний эффект).

Ещё в 1987 г. в опытах Г. Герца и А.Г. Столетова было установлено, что под действием света металлы испускают электроны. Это явление было названо фотоэффектом.

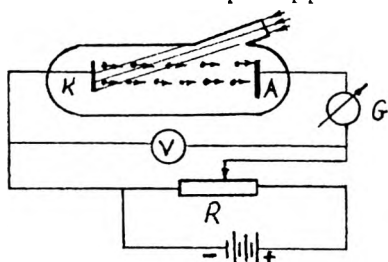


Рис.4

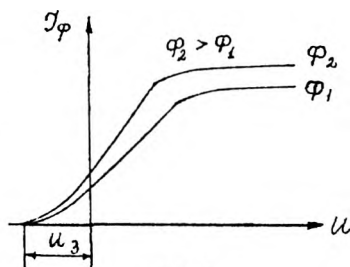


Рис.5

Подробное изучение фотоэффекта было проведено на установке (рис.4), в которой электроды устанавливаются в стеклянную вакуумную камеру с кварцевым окошком для проникновения УФ-лучей. Фототок, образуемый потоком электронов, выбитых УФ-лучами из катода, фиксировался гальванометром. Напряжение на электродах изменялось с помощью потенциометра R и фиксировалось с помощью вольтметра V. На рис.5 даны графики зависимости фототока I_ϕ от напряжения при разных значениях светового потока Φ . Ток вначале растёт, затем остаётся постоянным (фототок насыщения). Значение фототока насыщения определяется количеством электронов, выбиваемых из катода светом в единицу времени:

$$I_H = en.$$

Поэтому, значение фототока насыщения является мерой фотоэлектрического действия света. Если поменять полярность электродов, то электрическое поле будет тормозить движение электронов, а при некотором значении $U=U_3$ (задерживающее напряжение) даже самые быстрые электроны не достигнут анода, фототок прекратится. Из опыта установлены следующие законы фотоэффекта:

1. Сила фототока насыщения пропорциональна падающему световому потоку $I_H = k\Phi$, где k – коэффициент пропорциональности (фоточувствительность).

2. Максимальная энергия фотоэлектронов линейно возрастает с частотой света и не зависит от интенсивности.

Фотоэффект может быть вызван светом (независимо от его интенсивности), частота которого не ниже некоторой минимальной частоты, характерной для данного вещества катода, и называемой красной границей фотоэффекта ($\nu_{кр}$). Внешний фотоэффект в металле энергетически описывается уровнем Эйнштейна:

$$h\nu = A + \frac{m\vartheta^2}{2},$$

где A – работа выхода электрона из металла; $h\nu$ – энергия фотона; $\frac{m\vartheta^2}{2}$ – кинетическая энергия электрона.

Согласно уравнению Эйнштейна $\nu_{кр}$ соответствует нулевое значение кинетической энергии. В этом случае условием красной границы фотоэффекта будет $h\nu_{кр}=A$, $\nu_{кр} = \frac{A}{h}$ или $\lambda_{кр} = \frac{hc}{A} \left(\frac{m\vartheta^2}{2} = 0 \right)$.

Длина волны $\lambda_{кр}$ и работа выхода для различных металлов будут различными. Эти данные для различных металлов обычно приводятся в таблице.

Внутренний эффект наблюдается в полупроводниках и диэлектриках и состоит в увеличении концентрации свободных носителей заряда внутри вещества, облучаемого светом. При этом электропроводность тела увеличивается. За счёт энергии поглощенного фотона света связанный электрон освобождается и становится электроном проводимости. Иными словами, энергия фотона расходуется на перевод электрона из валентной зоны в зону проводимости. Все полупроводники фоточувствительны,

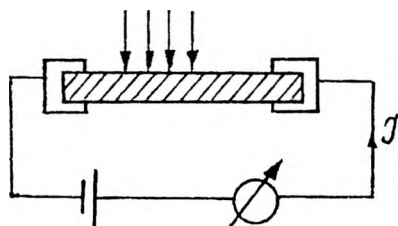


Рис.6

так как энергия фотона видимого света и даже ИК-фотона превышает ширину их запрещённой зоны. Внутренний фотоэффект легко обнаружить на опыте: при включении селеновой пластинки в цепь постоянного тока (рис.6) проводимость её резко увеличивается при её освещении.

5. Практическое применение фотоэффекта.

На явлении фотоэффекта основано действие приёмников излучения – фотоэлементов, преобразующих световой сигнал в электриче-

ский. Ранее других был создан фотоэлемент с использованием внешнего фотоэффекта (рис.7). Он состоит из катода (источника

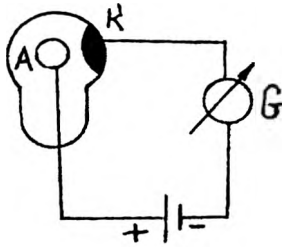


Рис.7

электронов) и анода в виде петли, диска или сетки. Вся система помещена в стеклянный баллон, из которого откачен воздух. Фотокатод может быть нанесён на внутреннюю поверхность стеклянного баллона в виде слоя металла. Важной характеристикой фотоэлемента является его чувствительность, выражаемая отношением силы фототока к соответствующему световому потоку. Она достигает величины 100 мкА/лм. Низкая фоточувствитель-

ность — это основной недостаток вакуумных фотоэлементов.

Этот недостаток устранён в фотоэлектронных умножителях (ФЭУ), в которых кроме внешнего фотоэффекта используется явление

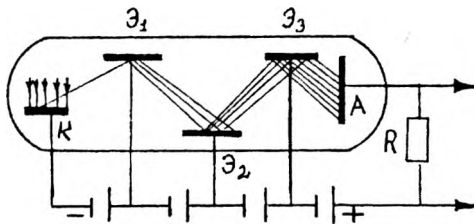


Рис.8

вторичной электронной эмиссии. ФЭУ представляет вакуумный элемент (рис.8) с рядом промежуточных электродов (динодов) $\mathcal{E}_1, \mathcal{E}_2, \mathcal{E}_3, \dots$ Под действием света, электроны, вылетающие из катода К, попадают на динод \mathcal{E}_1 , вызывают вто-

ричную эмиссию электронов (их число в 3-10 раз превышает число падающих электронов). Этот процесс умножения повторяется при дальнейшем попадании электронов на последующие диноды.

Умноженный поток электронов собирается анодом А и образует в цепи нагрузки R ток, превышающий фототок с катода (первичный фототок) в 10^5 - 10^6 раз. Чувствительность ФЭУ достигает 10^3 А/лм. ФЭУ применяется главным образом для измерения малых лучистых потоков. Ими регистрируют сверхслабую биолюминесценцию.

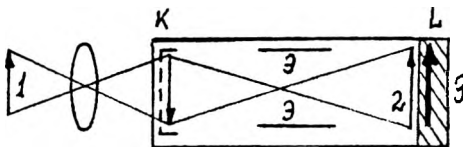


Рис.9

На внешнем фотоэффекте основана работа электронно-оптического преобразователя (рис.9) (ЭОП), предназначенного для преобразования изображения из одной области

спектра в другую, а также для усиления яркости изображения.

Световое изображение объекта 1 проецируется на полупрозрачный фотокатод К, преобразуется в электронное изображение. Ускоренные и сфокусированные электрическим полем электродов Э электроны попадают на люминесцентный экран L и электронное изображение (2), благодаря катодолуминесценции, вновь преобразуется в световое (3). ЭОП применяются для усиления яркости рентгеновского изображения. Это позволяет значительно уменьшить дозу облучения человека. ЭОП способен преобразовывать ИК-излучение в видимое, что можно использовать для термографической диагностики заболеваний.

Внутренний фотоэффект в неоднородных полупроводниках приводит к возникновению между р и n полупроводниками ЭДС под действием света. Это явление называется фотогальваническим эффектом и используется в вентильных фотоэлементах (рис.10), которые преобразуют световую энергию в энергию электрического тока.

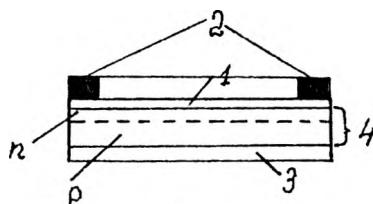


Рис.10

Вентильный селеновый элемент состоит из опорной железной пластинки 3, на которую наносится тонкий слой селена 4, обладающий дырочной (р) проводимостью. На поверхность селена нанесена тонкая прозрачная для световых лучей плёнка золота 1. Атомы золота диффундируют внутрь селена, образуют соединение, обладающее электронной (n) проводимостью. Между полупроводниками с (р) и (n) проводимостью образуется запирающий слой (пунктирная линия), который препятствует проникновению электронов в область с р-проводимостью. Если на фотоэлемент направить поток света, то фотоны будут выбивать электроны из атомов селена, путь которым в сторону железной пластинки преграждает запирающий слой и которые двигаются в сторону плёнки золота, заряжая её отрицательно. Слой селена с р-проводимостью и железная пластинка заряжаются положительно. Между золотой и железной пластинками возникает разность потенциалов, называемая фото-ЭДС. Если соединить золотую и железную пластинки проводником, то по цепи пойдёт фототок. Фототок отводится с помощью электродов: железной пластинки 3 и металлического кольца 2.

Такие фотоэлементы используются в люксметрах для измерения как искусственной, так и естественной освещённости.

ЛЕКЦИЯ №25

ЛЮМИНЕСЦЕНЦИЯ. ВЫНУЖДЕННОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ.

1. Различные виды люминесценции. Фотолюминесценция. **Правило Стокса.**

Все виды самосвечений, кроме свечения нагретых тел, называют холодным свечением или люминесценцией. Под люминесценцией понимают собственное свечение вещества, возникающее под влиянием внешних воздействий. Примером люминесценции может служить свечение при электрическом разряде в газах, при некоторых химических процессах (гниение органических веществ, окисление фосфора), свечение светлячков, морских микроорганизмов, а также некоторых веществ под действием УФ-излучения. Это излучение имеет длительность, значительно превышающую период (10^{-15} с) излучаемых световых волн. Люминесценция происходит одновременно с тепловым излучением и лежит в оптическом диапазоне.

В зависимости от вида возбуждения различают несколько видов люминесценции.

Люминесценция, вызванная заряженными частицами – ионолюминесценция; электронами – катодолюминесценция (свечение экрана электроннолучевой трубки); ядерным излучением – радиолюминесценция; рентгеновским и γ -излучением – рентгенолюминесценция; фотонами видимого и УФ-излучения – фотолюминесценция; электрическим полем – электролюминесценция, частным случаем которого является свечение газов при электрическом разряде. Люминесценцию, сопровождающую экзотермические реакции (реакции, идущие с выделением энергии), называют хемилюминесценцией. К ней относятся, в частности, биолюминесценция – свечение организмов, связанное с процессами их жизнедеятельности (грибы, бактерии, насекомые).

Рассмотрим подробно фотолюминесценцию, под которой подразумевают вторичное свечение вещества, происходящее под действием ультрафиолетового или коротковолновой части видимого излучения. Фотолюминесценцию иногда просто называют люминесценцией и подразделяют на флуоресценцию (кратковременное послесвечение $\tau=10^{-9}$ - 10^{-3} с) и фосфоресценцию (длительность послесвечения до нескольких секунд и долей часа). Начальным актом фотолюминесценции является поглощение кванта света $h\nu$ извне и возбуждение атома или молекулы. На рис.1 изображены электронные уровни тирозина и электронные переходы в нём. Если молекула поглощает квант света, то электроны внешних оболочек с основного энергетического уровня S_0 переходят на более высокий энергетический уровень, например,

S_2^* (1) или S_1^* (2). При этом электронные оболочки остаются в синг-

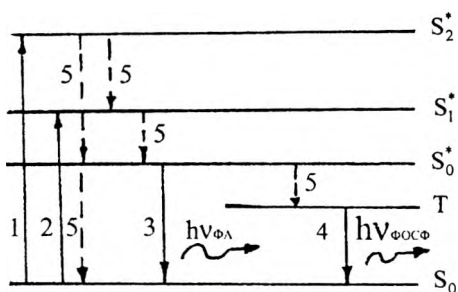


Рис.1

летном состоянии (все электроны спарены и суммарный спиновый момент равен нулю), хотя молекула становится возбуждённой. Величина энергии поглощённого кванта равна разности энергии двух уровней, между которыми осуществляется электронный переход: $h\nu_{\text{полгл}} = E_2 - E_0$, т.е. переход электрона с ос-

новного синглетного уровня на возбуждённый синглетный уровень будет соответствовать поглощению света. Таких возбуждённых синглетных уровней молекула может иметь несколько (S_1^* , S_2^* , S_0^*).

Время нахождения молекулы в возбуждённом состоянии является величиной порядка 10^{-9} - 10^{-7} с. Электронная энергия возбуждённой молекулы может расходоваться в результате протекания нескольких процессов. Может передаваться другой молекуле (миграция энергии), может быть использована для увеличения тепловой энергии молекулы. Во всех этих случаях электрон возвращается на основной уровень S_0 , либо на какой-либо уровень, лежащий ниже данного возбуждённого уровня. Переходы, которые сопровождаются превращением энергии в тепло, называется безизлучательным (5).

Кроме того, может наблюдаться процесс свечения молекулы, сопровождающийся переходом электронов с возбуждённых уровней на основной S_0 – люминесценция. Переход электронов с возбуждённых уровней на основной начинается вначале с промежуточного перехода с верхних возбуждённых уровней на самый нижний возбуждённый уровень ($S_2^* \rightarrow S_0^*$; $S_1^* \rightarrow S_0^*$). Избыточная электронная энергия переходит при этом в тепло. Следующий этап перехода с нижнего возбуждённого уровня S_0^* на основной уровень S_0 (3), при этом высвечивается квант люминесценции, энергия которого всегда будет меньше энергии поглощённого кванта на величину $E_{\text{тепл}}$, т.е. $h\nu_{\text{лдом}} = h\nu_{\text{полгл}} - E_{\text{тепл}}$, т.е. $\nu_{\text{лдом}} < \nu_{\text{полгл}}$, а $\lambda_{\text{лдом}} > \lambda_{\text{полгл}}$. Эта зависимость носит название закона (правила) СТОКСА: длина волны света, испускаемого при люминесценции (рис.2) всегда больше длины волны света, который её вызвал (правило смещения СТОКСА). Интенсивность люминесценции

оценивается с помощью квантового выхода люминесценции: $\phi = \frac{n}{N}$,

где n - количество квантов люминесценции; N - количество поглощённых квантов в единицу времени.

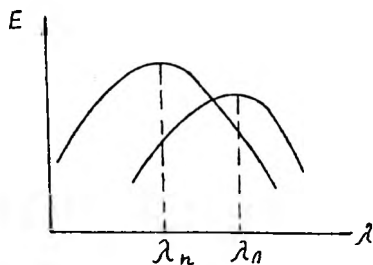


Рис.2

Так как люминесценция всегда наблюдается при переходе с нижнего возбуждённого уровня на основной, то её интенсивность не будет зависеть от того, на какой уровень был заброшен электрон при поглощении света.

Люминесценция, которая наблюдается при переходе электрона с $S_0^* \rightarrow S_0$, называется флуоресценцией и наблюдается только не-

посредственно во время освещения объекта.

У некоторых веществ свечение наблюдается после выключения света, оно обусловлено переходом с триплетного уровня на основной $T \rightarrow S_0$. Триплетный уровень - это такой уровень, на котором имеется два не спаренных электрона и их суммарный спиновый момент может принимать одно из трёх значений: $+1$; 0 ; -1 . Уровень T расположен несколько ниже S_0^* , его называют запрещённым уровнем, так как сюда электрон не может перейти с уровня S_0 , однако, он может попасть сюда с возбуждённого синглетного уровня. Его путь $S_0 \rightarrow S_1^* \rightarrow T$. При переходе $S_1^* \rightarrow T$ часть его энергии переходит в тепло. При этом спин электрона меняется на противоположный, в результате чего два электрона становятся не спаренными, а молекула превращается в бирадикал. Продолжительность жизни молекулы в триплетном состоянии от 10^{-3} с до нескольких секунд. Люминесценция, которая сопровождается переходом электронов с T на S_0 , называется фосфоресценцией. Так как $E_T < E_{S_0^*}$, то $\lambda_{\text{фосф}} > \lambda_{\text{флор}}$. Пример: в молекуле тирозина переходу

$S_0 \rightarrow S_2^*$ (1) соответствует максимум в спектре поглощения на длине волны $\lambda_m = 217$ нм. Переходу $S_0 \rightarrow S_1^*$ (2) - $\lambda_m = 275$ нм. Максимум в спектре флуоресценции наблюдается при $\lambda_m = 304$ нм (3). Фосфоресценции соответствует переход $T \rightarrow S_0$ (4), при этом излучается квант с $\lambda_m = 387$ нм.

2. Фотолюминесцентный качественный и количественный анализ биологических систем.

Явление люминесценции лежит в основе метода обнаружения и определения содержания химических компонентов в смеси. Этот метод называется люминесцентным анализом. Наличие того или иного компонента (качественный анализ) определяют по окраске люминесцентного излучения, так как максимуму спектра люминесценции соответствует определённый цвет. Количество вещества (количественный анализ) определяют по интенсивности люминесцентного излучения. При люминесцентном анализе для возбуждения молекул вещества чаще всего используется УФ-излучение.

Люминесцентный анализ применяется в самых различных отраслях науки и практики. Отличительной чертой люминесцентного анализа является возможность обнаружить наличие ничтожно малого количества вещества до 10^{-9} г. Большая часть органических соединений (кислоты, алкалоиды, красители) дают при поглощении УФ-излучения характерное свечение. Например, никотин даёт темно-фиолетовое свечение. Люминесцентный анализ чувствителен, не требует разделения смеси, его можно проводить в биологических средах, тканях и других многокомпонентных системах. На основе люминесценции в санитарно-гигиенической практике применяется метод проверки качества и сортировка пищевых продуктов (используется для обнаружения начальной стадии порчи продуктов), сортировка и проверка качества фармакологических средств, растительного волокна (тканей), кожи, обнаружение в них суррогатов или фальсификаций. Фотолюминесценцию дают ткани живого организма, особенно ногти, зубы, непигментированные (седые) волосы, склера, роговая оболочка и особенно хрусталик глаза, а так же другие ткани. Люминесцентный анализ используется для контроля за чистотой реактивов и воды.

В криминалистике облучение УФ-излучением позволяет обнаружить невидимые следы крови, причём свечение крови человека отличается от свечения крови животных и птиц.

По цвету свечения различают живые и мёртвые клетки. Наличие адреналина в крови человека определяется по его характерному зелёно-жёлтому свечению. Люминесцентный анализ применяется и при диагностике заболеваний, особенно кожных (дерматомикозы животных) и других болезней. Так поражённые грибом волосы, чешуйки кожи под УФ-облучением дают ярко-зелёное люминесцентное свечение. Во многих случаях в качестве диагностического приёма пользуются введением в организм люминесцентных красок, которые адсорбируются в тех или иных тканях. Эти ткани затем исследуют под действием УФ-излучения. Например, в вену человека вводят раствор

флюоресцила и через несколько секунд наблюдают яркую возбуждаемую ультрафиолетом зелёную люминесценцию губ и глаз. Этим методом определяется циркуляция крови в области тела с пониженным кровообращением. Проницаемость капилляров можно определить, вводя подкожно люминесцентные красящие вещества. На рис.3 показана схема люминесцентного (флуоресцентного) анализа.

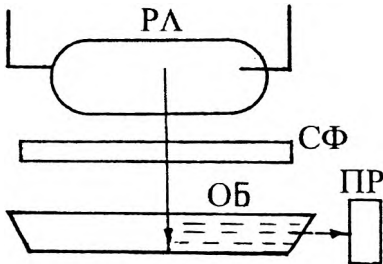


Рис.3

УФ-излучение от ртутной лампы (РЛ) направляется на объект (ОБ) и возбуждает его люминесценцию. Свет люминесценции поступает в приёмник (ПР) — глаз, фотозлемент, фотопластинка, фотоумножитель, где регистрируется. Чтобы видимый свет источника не накладывался на свет люминесценции, применяют светофильтр СФ, пропускающий к объекту только невидимые глазом УФ-лучи.

Люминесцентный анализ можно подразделить на макроанализ и микроанализ. Во втором случае наблюдение проводится при помощи микроскопа. В люминесцентной микроскопии препараты, способные люминесцировать, изучаются под микроскопом при УФ-освещении и использовании соответствующих светофильтров. По виду свечения микропрепаратов, приготовленных из продуктов питания, можно распознать виды возбудителей инфекционных заболеваний: туберкулёза, сальмонеллёза, сибирской язвы.

Люминесцентный анализ можно подразделить на макроанализ и микроанализ. Во втором случае наблюдение проводится при помощи микроскопа. В люминесцентной микроскопии препараты, способные люминесцировать, изучаются под микроскопом при УФ-освещении и использовании соответствующих светофильтров. По виду свечения микропрепаратов, приготовленных из продуктов питания, можно распознать виды возбудителей инфекционных заболеваний: туберкулёза, сальмонеллёза, сибирской язвы.

Следует отметить, что если квантовый выход люминесценции больше 1%, то такие соединения легко обнаруживаются люминесцентным методом. Высоким квантовым выходом обладает триптофан в белках, витамин А, В₆, Е, многие лекарственные вещества. Легко обнаруживаются люминесцентным методом канцерогенные углеводороды в воздухе городов, дыме сигарет и т.д.

Некоторые соединения, не обладающие собственной флюоресценцией, после специальной химической обработки дают продукты с высоким квантовым выходом. Этим методом определяют морфин, героин и другие наркотики, витамины С, Д, В₁₂ и др.

3. Индукцированное излучение атомов.

Излучение одного атома чрезвычайно мало, большого числа атомов крайне неупорядочено. Поиски управления излучением атомов или молекул для получения мощных потоков когерентного излучения

привели к созданию мазеров – молекулярных усилителей, затем лазеров (квантовых генераторов). Именно эти вопросы являются основными в квантовой электронике, которая изучает методы усиления и генерации электромагнитных колебаний с использованием вынужденного излучения квантовых систем.

Ознакомимся с некоторыми явлениями, лежащими в основе квантовой электроники. Эйнштейн доказал, что кроме двух явлений (поглощения и испускания) для атома существует ещё одно – вынужденное или индуцированное излучение, сущность которого заключается в следующем. Фотон света, пролетая мимо возбуждённого атома, превращает его в невозбуждённый атом (если энергия фотона совпадает с энергией возбуждённого атома), который излучает новый фотон. В результате вынужденного квантового перехода от частицы будут распространяться два одинаковых фотона: один – первичный, внешний, а второй – вторичный, излучаемый. Два фотона, пролетая в свою очередь мимо других возбуждённых атомов, переведут их также в нормальное состояние с излучением ещё двух фотонов.

Число вынужденных переходов, совершённых в секунду, будет зависеть от числа фотонов, попадающих в вещество. Кроме того, вынужденный переход будет определяться заполненностью или заселённостью соответствующих энергетических уровней. При таком излучении происходит лавинообразное увеличение числа фотонов, т.е. усиление света. Такое излучение и называется индуцированным. Индуцированное излучение тождественно падающему во всех отношениях, в том числе и по фазе, поэтому можно говорить о когерентном излучении (когерентном усилении). Существование индуцированного излучения было предсказано Эйнштейном теоретически. Его следовало проверить экспериментально.

В атоме «населённость» нижних уровней в соответствии с распределением Больцмана намного больше, чем верхних. Вторичные фотоны, возникающие в результате индуцированного излучения, а также многие фотоны внешнего воздействия будут поглощаться атомами, расположенными на более низких уровнях. В результате поглощение будет больше, чем излучение и усиление света не произойдёт. Чтобы осуществить усиление света, необходимо кроме внешнего воздействия, подобрать такую активную среду, в которой число возбуждённых атомов было бы больше числа невозбуждённых атомов, т.е. распределение в атоме электронов должно быть обратным больцмановскому (инверсия населённости). В качестве активных сред могут использоваться плазма, некоторые газы и их смеси, кристаллические тела, стёкла, жидкости, многие полупроводниковые материалы. По мере распространения света в такой среде интенсивность его будет возрастать.

4. Оптические квантовые генераторы (лазеры).

Явление вынужденного излучения используется в оптических квантовых генераторах (лазерах). Первый такой генератор в диапазоне СВЧ был сконструирован в 1955 году независимо друг от друга советскими учёными Н.Г. Басовым, А.М. Прохоровым и американским учёным И. Таунсом. За эти работы им была присуждена Нобелевская премия. В 1969 году был создан первый генератор видимого диапазона с рубином в качестве рабочего вещества.

Рассмотрим принцип получения индуцированного излучения на примере рубинового лазера, главной частью которого является рубин – кристалл окиси алюминия Al_2O_3 с примесью трехвалентных ионов хрома Cr^{3+} (0,03 – 0,05%). В качестве внешнего воздействия, или так называемой накачки, используется импульсная ксеноновая лампа (ИЛ), спирально расположенная вокруг рубинового стержня. Плазма, возникающая в результате разряда в импульсной лампе, излучает

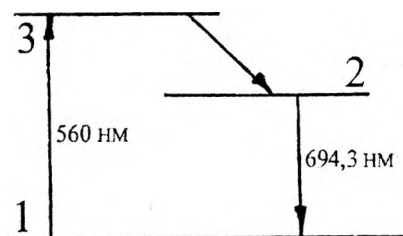


Рис.4

мощный поток света, который поступает в глубину рубинового стержня. Из всего потока света полезными являются лишь зелёные лучи ($\lambda=560$ нм). Они возбуждают атомы хрома (рис.4), перебрасывая их с уровня 1 на уровень 3. На этом уровне многие атомы хрома долго не задерживаются, а переходят на более низкий уровень 2, расположенный близко

к уровню 3. Этот переход безизлучательный (тепловое излучение). В результате такого перехода повышается температура кристаллической решётки рубина. Возбуждённые атомы могут переходить с уровня 1 на уровень 3 за время $t=10^{-6}$; с 3 на 2 ($t=10^{-8}$); с 2 на 1 ($t=10^{-3}$).

Как видно, самое большое время требуется для перехода атомов с уровня 2 на уровень 1, поэтому уровень 2 будет наиболее заселённым возбуждёнными атомами. Этот уровень называется метастабильным (неустойчивым или временно устойчивым). Если фотон внешнего воздействия пролетает мимо возбуждённого атома, находящегося на уровне 2, то атом перейдёт на уровень 1, излучив фотон красного света ($\lambda=694,3$ нм). Возникает когерентное индуцированное излучение.

Кристалл рубина имеет удлинённую цилиндрическую форму, со строго параллельными отшлифованными торцами (представляет зеркальный резонатор). Передний торец его полупрозрачен, а задний не

прозрачен. Длина рубинового стержня ограничена. Использование стержня длиной более 30 см не представляется возможным, т.к. усложняется накачка атомов и фокусировка излучения. Поэтому для увеличения пути фотонов их заставляют многократно отражаться от зеркальных торцовых поверхностей. Поток фотонов, движущийся параллельно оси кристалла, выходит через полупрозрачный торец, фокусируется линзой и направляется на мишень в виде остронаправленного когерентного луча. Оптический квантовый генератор на рубине работает в импульсном режиме. Энергия генерации за время одного импульса накачки достигает 1000 Дж.

Наряду с кристаллическими лазерами широкое распространение получили газовые лазеры, в которых в качестве активной среды используется газ. Достоинством таких лазеров является непрерывность режима излучения. Первый газовый лазер представлял кварцевую трубку, заполненную смесью газов гелия и неона. Возбуждение газа проводилось с помощью высокочастотного (ВЧ) генератора с частотой

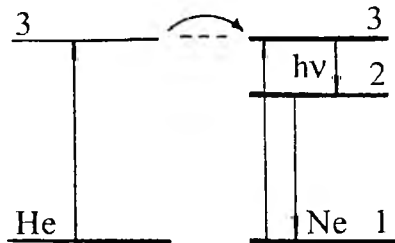


Рис.5

в несколько десятков мегагерц (в трубку были вмонтированы электроды). Излучающими в нём были атомы неона. Атомы гелия играли вспомогательную роль. На рис.5 изображена упрощённая схема энергетических уровней атомов гелия и неона. При электрическом разряде часть атомов неона с основного уровня 1 переходит

на возбуждённый уровень 3. Для чистого неона время жизни на этом уровне мало и атомы переходят на уровни 1 и 2. Для создания инверсии населённости необходимо увеличить населённость уровня 3 и уменьшить на уровне 2. Внесение в смесь гелия создаёт такие условия. Первый возбуждённый уровень гелия совпадает с уровнем 3 неона. Возбуждённые атомы гелия при неупругих соударениях с невозбуждёнными атомами неона переводят их в возбуждённое состояние, а сами возвращаются в исходное состояние. В результате этого удаётся добиться преимущественного заселения верхних уровней рабочего газа-неона. Верхние уровни (2, 3) обладают сложной структурой, они состоят из множества подуровней. Поэтому гелий-неоновые лазеры могут работать на многих длинах волн в области видимого и инфракрасного излучения. Так, красным гелий-неоновым лазером излучается (переход 3→2) длина волны 632,8 нм. Вследствие того, что при однократном прохождении луча в активной смеси он усиливается незначительно, применяют внешние отражающие пластины в виде резона-

торных зеркал. Создаются условия для самовозбуждения и поддержки генерации. Отражающие пластины могут располагаться и внутри газового лазера. Если торцы трубки имеют вид стеклянных пластин, расположенных под углом Брюстера, то выходящий лазерный луч будет не только высокомонокроматичным и узконаправленным, но и поляризованным.

5. Основные свойства лазерного излучения, биофизический механизм его действия, применение в биологии и медицине.

Лазеры за короткий срок со времени их создания нашли широкое применение в биологии и медицине. Применение лазеров основано на свойствах его излучения: строгая монокроматичность ($\Delta\lambda \approx 0,01$ нм), когерентность, узкая направленность (лазерный луч обладает свойством малой расходимости), энергоёмкость. В общем случае расходимость луча оптического квантового генератора определяется явлением дифракции и зависит от диаметра стержня активного вещества:

$\theta = \frac{1,22\lambda}{D}$, где θ – угловая расходимость луча (в радианах); λ – длина волны излучения; D – диаметр стержня.

Высокая когерентность лазерного луча позволила осуществить принципиально новый метод фотографирования – получение трёхмерного изображения, которое было названо голографическим (от греческого слова holos – весь). Когерентность, узкая направленность и высокая концентрация энергии лазера позволяют использовать его в различных областях науки и техники.

Указанные выше свойства лазерного излучения дают возможность сфокусировать его на весьма мелкие биологические структуры и использовать лазер как исследовательский и микрохирургический инструмент на клеточном уровне. Большой диапазон интенсивности излучения позволяют изменить характер воздействия на биологические объекты от стимулирующего и терапевтического (10^{-3} Вт/см²) до взрывного, сопровождающегося тепловыми (коагуляция), электромагнитными и акустическими процессами и ионизацией (10^7 Вт/см²).

В биологической и медицинской практике производятся исследования по изучению поглощения лазерного излучения тканями человека, животных и растений. Биологическое действие лазера установлено достоверно. Причём отмечено, что возникающие эффекты обусловлены характерными свойствами этого излучения. Поглощаясь в биологических тканях, значительная часть излучения лазера переходит в теплоту. В биологических тканях поглощение происходит избирательно. т.к. входящие в состав тканей структурные элементы имеют различ-

ные показатели поглощения и отражения излучения. Термический эффект лазерного излучения зависит как от интенсивности светового потока, так и от степени поглощения его тканью. Поражение ткани при мощном лазерном облучении сходно с ожогом, возникающем под действием токов высокой частоты, но только с резкой границей поражённого участка. Наиболее чувствительны к повышению температуры ферменты, которые при значительном тепловом воздействии разрушаются первыми, биохимические реакции затормаживаются, что может привести к гибели клетки. Биологические ткани, как известно, состоят из различных структур, в них могут происходить процессы многократного отражения излучения лазера как на микроскопическом, так и на макроскопических уровнях. При этом не исключается вероятность изменения длины волны излучения в сторону её увеличения. В результате полного многократного отражения излучения лазера в определённых участках ткани произойдёт резкое повышение плотности энергии излучения и температуры. Тепловой эффект излучения лазера имеет свою специфичность. При действии излучения лазера перепад температур в очагах нагрева происходит очень быстро. В результате в жидких компонентах клеток и тканей возникает ударная волна, действующая на ткани и органы и приводящая к их повреждению.

Основными областями применения лазеров в медицине является хирургия, офтальмология, онкология. В хирургии применяются СО₂-лазеры мощностью 30-100 Вт, работающие в непрерывном режиме. Свойства лазерного луча разрушать биологические ткани, совмещённые с коагуляцией белка, позволяет проводить некоторые бескровные рассечения. Лазерный скальпель перед традиционным скальпелем имеет ряд преимуществ. Основными проблемами хирургии является боль, кровотечение и стерильность. Эти проблемы решаются при использовании лазера очень просто: лазерное излучение, в отличие от обычного скальпеля, не может внести инфекцию, оно стерилизует рассекаемые ткани, даже если они уже инфицированы нагноением; потери крови не происходит, поскольку кровеносные сосуды мгновенно закупориваются свернувшейся кровью. Существенно, что лазерный скальпель не оказывает на ткань механического давления, что снижает ощущение боли. Кроме того, с помощью современных эндоскопов и гибких световодов (волоконная оптика) лазерное излучение может вводиться во внутренние полости, благодаря чему становятся возможными остановка внутреннего кровотечения и испарение нагноений без вскрытия органов. Для целей хирургии у нас в стране созданы установки «Скальпель-1» (P=30 Вт) и «Ромашка-1» (P=100 Вт).

В офтальмологии используются импульсные рубиновые лазеры (длительность импульсов 30-70 нс; E=0, 1 – 0,3 Дж), которые позволяют без нарушения целостности глаза осуществлять ряд сложных

операций: безоперационное лечение отслойки сетчатки, приваривание её к сосудистой оболочке (для этой цели используется прибор – офтальмокоагулятор); лечение глаукомы посредством прокалывания отверстия лазерным лучом, размеры которого 50-100 нм, для оттока внутриглазной жидкости; лечения некоторых видов катаракт. Для лечения глаукомы были созданы лазерная офтальмологическая установка «Ятаган-1» на основе рубинового лазера.

Используется лазерное излучение и для уничтожения клеток злокачественных опухолей. При разрушении злокачественных опухолей используется свойство неоднородного поглощения лазерного импульсного излучения различными тканями, гистологическими структурами или клетками. Например, некоторые пигментированные опухоли (меланома) поглощают лазерное излучение гораздо интенсивнее, чем окружающие ткани. При этом в микроскопических объемах ткани молниеносно выделяется тепло с образованием ударной волны, распространяющейся в жидкой среде со скоростью порядка 1500 м/с. При импульсном воздействии высокоэнергетического лазерного излучения на глубине 4-5 мм температура повышается до 55-60⁰С. При использовании лазеров, работающих в непрерывном режиме, температура повышается до 100⁰С. Для воздействия на опухоли используется сфокусированное лазерное излучение ($d=1,5-3$ мм) на поверхности объекта при этом $I=200-900$ Вт/см². Установлено, что лазерное излучение имеет ряд преимуществ перед используемой для лечения рака кожи рентгенотерапией, в частности, существенно снимается число сеансов облучения (до 4 на курс лечения) и в несколько раз уменьшаются затраты. С помощью менее интенсивного излучения можно подавлять рост раковых клеток (лазерная терапия). Для этой цели используется специальная лазерная установка «Пульсатор-1» или аргоновые лазеры мощностью до 1 Вт.

ЛЕКЦИЯ №26

РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ.

1. Тормозное и характеристическое рентгеновское излучение, основные свойства и характеристики.

В 1895 году немецкий ученый Рентген впервые обнаружил свечение флуоресцентного экрана, которое было вызвано невидимым для глаза излучением, идущим от участка стекла газоразрядной трубки, расположенного против катода. Этот вид излучения обладал способностью проходить через вещества, непроницаемые для видимого света. Рентген назвал их X-лучами и установил основные свойства, позволяющие применять их в различных отраслях науки и техники, в том числе и в медицине.

Рентгеновским называется излучение с длиной волны $80\text{-}10^{-5}$ нм. Длинноволновое рентгеновское излучение перекрывает коротковолновое УФ-излучение, коротковолновое перекрывается длинноволновым γ -излучением. В медицине используется рентгеновское излучение с длиной волны от 10 до 0,005 нм, чему соответствует энергия фотонов от 10^2 ЭВ до 0,5 МэВ. Рентгеновское излучение невидимо для глаза, поэтому все наблюдения с ним производятся с помощью флуоресцирующих экранов или фотопленок, так как оно вызывает рентгенолюминесценцию и оказывает фотохимическое действие. Характерно, что большинство тел, непроницаемых для оптического излучения, в значительной мере прозрачно для рентгеновского, имеющего свойства общие для электромагнитных волн. Однако, вследствие малости длины волны, некоторые свойства трудно обнаружить. Поэтому волновая природа излучения была установлена значительно позже их открытия.

По способу возбуждения рентгеновское излучение подразделяется на тормозное и характеристическое излучение.

Тормозное рентгеновское излучение обусловлено торможением быстро движущихся электронов электрическим полем атома (ядра и электронов) вещества, через которое они пролетают. Механизм этого излучения можно объяснить тем, что любой движущийся заряд представляет собой ток, вокруг которого создается магнитное поле, индукция (В) которого зависит от скорости электрона. При торможении уменьшается магнитная индукция и, в соответствии с теорией Максвелла, появляется электромагнитная волна.

При торможении электронов лишь часть энергии идет на создание фотона рентгеновского излучения, другая часть расходуется на нагревание анода. Частота (длина волны) фотона зависит от начальной кинетической энергии электрона и интенсивности его торможе-

ния. Причем даже если начальная кинетическая энергия одинакова, то в веществе условия торможения будут различны, поэтому и излучаемые фотоны будут иметь самую разнообразную энергию, а, следовательно, и длину волны, т.е. спектр рентгеновского излучения будет сплошным. На рис.1 показан спектр тормозного рентгеновского из-

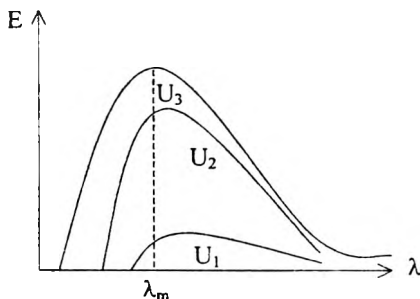


Рис.1

лучения при различных напряжениях $U_1 < U_2 < U_3$, где E - энергия фотона тормозного рентгеновского излучения. В каждом из спектров наиболее коротковолновое излучение возникает, когда вся энергия, приобретенная электроном в ускоряющем поле, полностью переходит в энергию фотона:

$$eU = h\nu_k = \frac{hc}{\lambda_k}$$

Если U выразить в киловольтах и учесть соотношение между другими величинами, то формула имеет вид: $\lambda_k = 1,24/U$ (нм) или $\lambda_k = 1,24/U$ (Å) ($1\text{Å} = 10^{-10}\text{ м}$).

Из приведенных выше графиков можно установить, что длина волны λ_m , на которую приходится максимум энергии излучения, находится в постоянном соотношении с граничной длиной волны λ_k :

$$\lambda_m \approx \frac{3}{2} \lambda_k \approx \frac{1,86}{U} (\text{нм}).$$

Длина волны характеризует энергию фотона, от которой зависит проникающая способность излучения при взаимодействии его с веществом.

Коротковолновое рентгеновское излучение обычно обладает большой проникающей способностью и называется жестким, а длинноволновое — мягким. Как видно из приведенной выше формулы, длина волны, на которую приходится максимум энергии излучения, обратно пропорциональна напряжению между анодом и катодом трубки. Увеличивая напряжение на аноде рентгеновской трубки, изменяют спектральный состав излучения и увеличивают его жесткость.

При изменении напряжения накала (изменяется температура накала катода) изменяется количество электронов, испускаемых катодом в единицу времени, или соответственно сила тока в цепи анода трубки. При этом мощность излучения изменяется пропорционально первой степени силы тока. Спектральный же состав излучения не изменится.

Общий поток (мощность) излучения, распределение энергии по длинам волн, а также граница спектра со стороны коротких длин волн зависит от следующих трех причин: напряжения U , ускоряющего электроны и приложенного между анодом и катодом трубки; количества электронов, участвующих в образовании излучения, т.е. силы тока накала трубки; атомного номера Z вещества анода, в котором происходит торможение электрона.

Поток тормозного рентгеновского излучения вычисляется по формуле: $\Phi = KJU^2Z$, где $K \approx 10^9 \frac{\text{Вт}}{\text{В}^2 \text{А}} = \text{В}^{-1}$,

Z -порядковый номер атома вещества (атомный номер).

Увеличивая напряжение на рентгеновской трубке, можно заметить на фоне сплошного тормозного рентгеновского излучения появление отдельных линий (линейчатый спектр), что соответствует характеристическому рентгеновскому излучению. Оно возникает при переходе электронов между внутренними оболочками атомов в веществе (оболочки K, L, M). Линейчатый характер спектра характеристического излучения возникает вследствие того, что ускоренные электроны

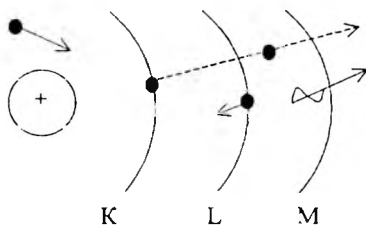


Рис.2

проникают вглубь атомов и из их внутренних слоев выбивают электроны за пределы атома. На свободные места переходят электроны (рис.2) с верхних слоев, в результате чего излучаются фотоны рентгеновского излучения с частотой, соответствующей разности уровней энергии перехода. Линии в спектре характеристического излучения объединяются в

серии, соответствующие переходам электронов с более высоким уровнем на уровне K, L, M.

Внешнее воздействие, в результате которого электрон выбивается из внутренних слоев, должно быть достаточно сильным. В отличие от оптических спектров характеристические рентгеновские спектры разных атомов однотипны. Однотипность этих спектров обусловлена тем, что внутренние слои у разных атомов одинаковы и отличаются лишь энергетически, т.к. силовое воздействие со стороны ядра увеличивается по мере возрастания порядкового номера элемента. Это приводит к тому, что характеристические спектры сдвигаются в сторону больших частот с увеличением заряда ядер. Такая зависимость известна как закон Мозли: $\sqrt{\nu} = A(Z - B)$, где A и B — постоянные; Z — порядковый номер элемента.

Есть еще одно отличие между рентгеновскими и оптическими спектрами. Характеристический спектр атома не зависит от химического соединения, в которое атом входит. Так, например, рентгеновский спектр атома кислорода одинаков для O , O_2 , H_2O , в то время как оптические спектры этих соединений существенно различны. Эта особенность рентгеновских спектров атомов и послужила основанием для названия «характеристические».

Характеристическое излучение возникает всегда, когда имеются в наличии свободные места во внутренних слоях атома независимо от причин, которые его вызвали. Например, оно сопровождает один из видов радиоактивного распада, который заключается в захвате ядром электрона с внутреннего слоя.

2. Устройство рентгеновских трубок и простейшего рентгеновского аппарата.

Наиболее распространенным источником рентгеновского излучения является рентгеновская трубка – двухэлектродный вакуумный прибор (рис.3). Она

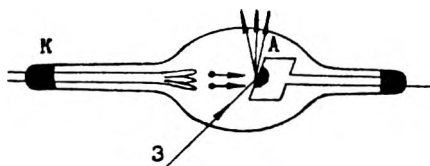


Рис.3

представляет собой стеклянный баллон ($p = 10^{-6} - 10^{-7}$ мм. рт. ст.) с двумя электродами – анодом А и катодом К, между которыми создается высокое напряжение. Подогретый катод (К) выпускает электроны. Анод А часто называют антикатодом. Он имеет наклонную поверхность для того, чтобы направить возникающее рентгеновское излучение под углом к оси трубки. Анод изготавливается из металла с хорошей теплопроводностью (медь) для отвода тепла, образующегося при ударе электронов. На скошенном торце анода имеется пластинка 3 из тугоплавкого металла (вольфрам) с высоким атомным номером, называемая зеркалом анода. В отдельных случаях анод специально охлаждают водой или маслом. Для диагностических трубок важна точечность источника рентгеновских лучей, что можно достигнуть, сфокусировав электроны в одном месте анода. Поэтому конструктивно приходится учитывать две противоположные задачи: с одной стороны электроны должны попадать на одно место анода, с другой стороны, чтобы не допускать перегрева, желательно распределение электронов по разным участкам анода. В связи с этим некоторые рентгеновские трубки изготавливаются с вращающимся анодом.

ет электроны. Анод А часто называют антикатодом. Он имеет наклонную поверхность для того, чтобы направить возникающее рентгеновское излучение под углом к оси трубки. Анод изготавливается из металла с хорошей теплопроводностью (медь) для отвода тепла, образующегося при ударе электронов. На скошенном торце анода имеется пластинка 3 из тугоплавкого металла (вольфрам) с высоким атомным номером, называемая зеркалом анода. В отдельных случаях анод специально охлаждают водой или маслом. Для диагностических трубок важна точечность источника рентгеновских лучей, что можно достигнуть, сфокусировав электроны в одном месте анода. Поэтому конструктивно приходится учитывать две противоположные задачи: с одной стороны электроны должны попадать на одно место анода, с другой стороны, чтобы не допускать перегрева, желательно распределение электронов по разным участкам анода. В связи с этим некоторые рентгеновские трубки изготавливаются с вращающимся анодом.

В трубке любой конструкции электроны, ускоренные напряжением между анодом и катодом, попадают на зеркало анода и проникают вглубь вещества, взаимодействуют с атомами и тормозятся полем атомов. При этом возникает тормозное рентгеновское излучение. Одновременно с тормозным образуется небольшое количество (несколько процентов) характеристического излучения. Только 1-2% электронов, попадающих на анод, вызывают тормозное излучение, а остальная часть – тепловой эффект. Для концентрации электронов катод имеет направляющий колпачок. Часть вольфрамового зеркала, на которую падает основная часть электронов, называется фокусом трубки. От его площади (острота фокуса) зависит ширина пучка излучения.

Для питания трубки требуется два источника: источник высокого напряжения для анодной цепи и низкого (6-8 В) для питания цепи накала. Оба источника должны иметь независимую регулировку. Путем изменения анодного напряжения регулируется жесткость рентгеновского излучения, а изменением накала – ток выходной цепи и, соответственно, мощность излучения.

Принципиальная электрическая схема простейшего рентгеновского аппарата приведена на рис.4. В схеме имеется два трансформатора

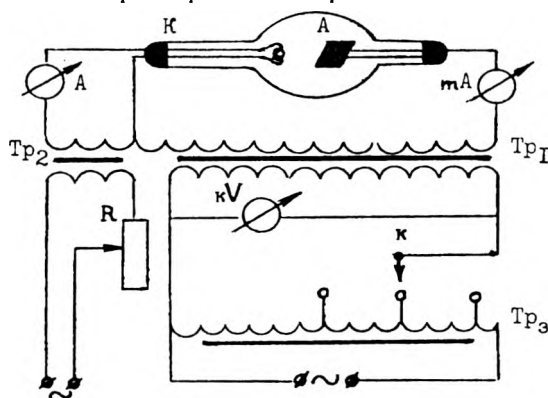


Рис.4

тора Tr.1 высокого напряжения и Tr.2 для питания накала. Высокое напряжение на трубке регулируется автотрансформатором Tr.3, подключенным к первичной обмотке трансформатора Tr.1. Переключателем К регулируется число витков обмотки автотранс-

форматора. В связи с этим изменяется и напряжение вторичной обмотки трансформатора, подаваемое на анод трубки, т.е. регулируется жесткость.

Ток накала трубки регулируется реостатом R, включенным в цепь первичной обмотки трансформатора Tr.2. Ток анодной цепи измеряется миллиамперметром. Подаваемое на электроды трубки напряжение измеряется киловольтметром kV или о величине напряжения в анодной цепи можно судить по положению переключателя К. Вели-

чина тока накала, регулируемая реостатом, измеряется амперметром А. В рассматриваемой схеме рентгеновская трубка одновременно выпрямляет высокое переменное напряжение.

Нетрудно заметить, что такая трубка излучает только в один полупериод переменного тока.

Следовательно, её мощность будет небольшой. В целях увеличения излучаемой мощности во многих аппаратах используют высоковольтные двухполупериодные рентгеновские выпрямители. Для этой цели используются 4 специальных кенотрона, которые включены по мостовой схеме. В одну диагональ моста включается рентгеновская трубка.

3. Взаимодействие рентгеновского излучения с веществом (когерентное рассеяние, некогерентное рассеяние, фотоэффект).

При падении рентгеновского излучения на какое-либо тело оно в небольшом количестве отражается от него, а в основном проходит вглубь. В массе тела излучение частично поглощается, частично рассеивается, а частично проходит насквозь. Проходя через тело, фотоны рентгеновского излучения, взаимодействуют в основном с электронами атомов и молекул вещества. Регистрация и использование рентгеновского излучения, а также воздействия его на биологические объекты определяется первичными процессами взаимодействия рентгеновского фотона с электронами. В зависимости от соотношения энергии E фотона и энергии ионизации $A_{и}$ имеют место три главных процесса.

а) Когерентное рассеяние.

Рассеяние длинноволнового рентгеновского излучения происходит

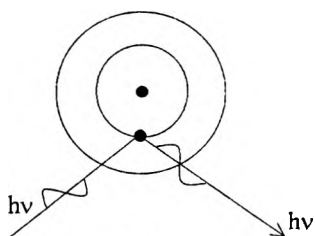


Рис.5

в основном без изменения длины волны, и его называют **когерентным**. Взаимодействие фотона с электронами внутренних оболочек, крепко связанных с ядром, изменяет только его направление, не изменяя его энергии, а значит длины волны (рис.5).

Когерентное рассеяние возникает, если энергия фотона меньше энергии ионизации: $E = h\nu < A_{и}$. Так как энергия фотона и энергия атома не изменяется, то когерентное рассеяние не вызывает биологического действия. Однако при создании защиты от рентгеновского излучения следует учитывать возможность изменения направления первичного пучка.

б) Некогерентное рассеяние (эффект Комптона).

В 1922 году А. Комптон, наблюдая рассеяние жестких рентгеновских лучей, обнаружил уменьшение проникающей способности рассеянного пучка по сравнению с падающим. Рассеяние рентгеновского излучения с изменением длины волны называется эффектом Комптона.

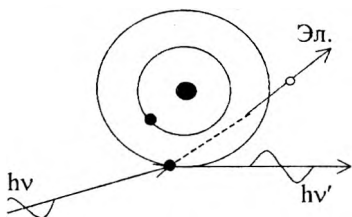


Рис.6

Он возникает при взаимодействии фотона любых энергий со слабо связанными с ядром электронами внешних оболочек атомов (рис.6). Электрон отрывается от атома (такие электроны называются электронами отдачи). Энергия фотона уменьшается

$h\nu' < h\nu$ (длина волны соответственно увеличивается), а также изменяется направление его движения. Эффект Комптона возникает, если энергия фотона рентгеновского излучения больше энергии ионизации: $h\nu < A_{\text{и}}$, $h\nu = h\nu' + A_{\text{и}} + E_{\text{к}}$. При этом появляются электроны отдачи с кинетической энергией $E_{\text{к}}$. Атомы и молекулы становятся ионами. Если $E_{\text{к}}$ значительна, то электроны могут ионизировать соседние атомы путем соударения, образуя новые (вторичные) электроны.

в) Фотоэффект.

Если энергия фотона $h\nu$ достаточна для отрыва электрона, то при взаимодействии с атомом фотон поглощается, а электрон отрывается от него. Это явление называется фотоэффектом. Атом ионизируется (фотоионизация). При этом электрон приобретает кинетическую энергию и, если последняя

$\frac{m_e v_e^2}{2} = h\nu - A_{\text{и}}$ значительна, то он может ионизировать соседние атомы путем соударения, образуя новые (вторичные) электроны. Если энергия фотона недостаточна для ионизации, то фотоэффект может проявляться в возбуждении атом или молекулы. У некоторых веществ это приводит к последующему излучению фотонов в области видимого излучения (рентгенолюминесценция), а в тканях – к активации молекул и фотохимическим реакциям.

Фотоэффект характерен для фотонов с энергией порядка 0,5-1 МэВ.

Три основных процесса взаимодействия, рассмотренные выше, являются первичными, они приводят к последующим вторичным, третичным и т.д. явлениям. При попадании рентгеновского излучения в вещество может происходить целый ряд процессов, прежде чем энер-

гия рентгеновского фотона превратится в энергию теплового движения.

В результате указанных выше процессов первичный поток рентгеновского излучения ослабляется. Этот процесс подчиняется закону Бугера. Запишем его в виде: $\Phi = \Phi_0 e^{-\mu x}$, где μ — линейный коэффициент ослабления, зависящий от природы вещества (главным образом от плотности и атомного номера) и от длины волны излучения (энергия фотона). Его можно представить состоящим из трех слагаемых, соответствующих когерентному рассеянию, некогерентному рассеянию и фотозффекту:

$$\mu = \mu_k + \mu_{нк} + \mu_{\phi}.$$

Так как линейный коэффициент поглощения зависит от плотности вещества, то предпочитают пользоваться массовым коэффициентом

ослабления, который равен отношению линейного коэффициента ослабления к плотности поглотителя и не зависит от плотности вещества $\mu_m = \mu/\rho$. Зависимость потока (интенсивность) рентгеновского излучения от толщины поглощающего фильтра представлена на рис.7 для H_2O , Al, и Cu. Расчеты показывают, что слой воды толщиной 36 мм, алюми-

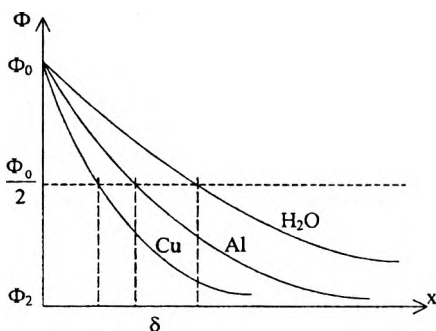


Рис.7

ния 15 мм и меди 1,6 мм уменьшают интенсивность рентгеновского излучения в 2 раза. Эту толщину называют толщиной половинного слоя δ . Если вещество ослабляет рентгеновское излучение наполовину, то $\Phi = 1/2 \Phi_0 (x = \delta)$, тогда $\Phi/\Phi_0 = \frac{1}{2} = e^{-\mu\delta}$, или $e^{\mu\delta} = 2$, $\mu\delta \cdot \lg e = \lg 2$; $\mu\delta \cdot 0,4343 = 0,3010$; $\delta = 0,693/\mu$. Зная толщину половинного слоя можно всегда определить μ . Размерность $\mu = [m^{-1}]$.

4. Использование рентгеновского излучения в медицине (рентгеноскопия, рентгенография, рентгеновская томография, флюорография, рентгенотерапия).

Одним из наиболее распространенных применений рентгеновского излучения в медицине является просвечивание внутренних органов с диагностической целью — рентгенодиагностика.

Для диагностики используются фотоны с энергией 60-120 кэВ. При этом массовый коэффициент поглощения определяется в основном фотоэффектом. Его значение пропорционально λ^3 (в чем проявляется большая проникающая способность жесткого излучения) и пропорционально третьей степени номера атомов вещества – поглотителя: $\mu_m = K\lambda^3 Z^3$, где K – коэффициент пропорциональности.

Тело человека состоит из тканей и органов, имеющих различную поглощающую способность по отношению к рентгеновскому излучению. Поэтому при просвечивании его рентгеновскими лучами получается неоднородное теневое изображение на экране, которое дает картину расположения внутренних органов и тканей. Наиболее плотные поглощающее излучение ткани (сердце, крупные сосуды, кости) видны темными, а мало поглощающие ткани (легкие) – светлыми.

Во многих случаях можно при этом судить об их нормальном или патологическом состоянии. Рентгенодиагностика использует два основных метода: рентгеноскопию (просвечивание) и рентгенографию (снимок). Если исследуемый орган и окружающие его ткани примерно одинаково поглощают поток рентгеновского излучения, то применяют специальные контрастные вещества. Так, например, дают накануне рентгеновского исследования желудка или кишечника кашеобразную массу сульфата бария, в этом случае можно видеть их теневое изображение. При рентгеноскопии и рентгенографии рентгеновское изображение является суммарным изображением всей толщины объекта, через который проходят рентгеновские лучи. Наиболее четко очерчиваются те детали, которые ближе к экрану или пленке, а удаленные становятся нечеткими и размытыми. Если в каком-то органе есть патологически измененный участок, например, разрушение легочной ткани внутри обширного очага воспаления, то в ряде случаев этот участок на рентгенограмме в сумме теней может «потеряться». Чтобы сделать его видимым применяют специальный метод – томографию (послойная запись), которая позволяет получить снимки отдельных слоев изучаемой области. Такого рода послойные снимки – томограммы получают с помощью специального аппарата, называемого томографом, в котором периодически, совместно, в противофазе перемещают рентгеновскую трубку (РТ) и фотопленку (Фп) относительно области исследования. При этом рентгеновские лучи при любом положении РТ будут проходить через одну и ту же точку объекта (измененный участок), являющуюся центром, относительно которого совершается периодическое движение РТ и Фп. Теневое изображение участка будет зафиксировано на пленке. Изменяя положение «центра качания», можно получить послойные изображения объекта. Используя тонкий пучок рентгеновского излучения, специальный экран (вместо Фп) состоящий из полупроводниковых детекторов ионизирующе-

го излучения, можно с помощью ЭВМ обработать изображение при томографии. Такой современный вариант томографии называется компьютерной томографией. Томография широко применяется при исследовании легких, почек, желчного пузыря, желудка, костей и т.д.

Яркость изображения на экране и время экспозиции на фотопленке зависит от интенсивности рентгеновского излучения. При использовании его для диагностики интенсивность не может быть большой, чтобы не вызвать нежелательного биологического эффекта. Поэтому имеется ряд технических приспособлений, улучшающих яркость изображения при малых интенсивностях рентгеновского излучения. Одним из таких приспособлений является электронно-оптический преобразователь.

Другой пример – флюорография, при котором на чувствительной малоформатной пленке получается изображение с большого рентгенолюминоэсцирующего экрана. При съемке используют линзу большой светосилы, готовые снимки рассматривают на специальном увеличителе.

Флюорография сочетает в себе большую возможность обнаружения скрытно протекающих заболеваний (заболевания органов грудной клетки, желудочно-кишечного тракта, придаточных пазух носа и т.д.) со значительной пропускной способностью (до 120-150 человек в час), в связи с чем является весьма эффективным методом массового (почтового) исследования.

Поскольку фотографирование рентгеновского изображения при флюорографии производится с помощью фотографической оптики, изображение на флюорограмме по сравнению с рентгеновским является уменьшенным. В связи с этим разрешающая способность флюорограммы (т.е. различимость мелких деталей) меньше, чем обычной рентгенограммы, однако, больше, чем при рентгеноскопии.

Сконструирован аппарат – томофлюорограф, позволяющий получать флюорограммы частей тела и отдельных органов на заданной глубине – так называемые послойные снимки (срезы) – томофлюорограммы.

Рентгеновское излучение используется также и для лечебных целей (рентгенотерапия). Биологическое действие излучения заключается в нарушении жизнедеятельности клеток, особенно быстро развивающихся. В связи с этим рентгенотерапия применяется для воздействия на злокачественные опухоли. Можно подобрать дозу излучения достаточную для полного разрушения опухоли при относительно незначительном повреждении окружающих здоровых тканей, которые вследствие последующей регенерации восстанавливаются.

ЛЕКЦИЯ №27

РАДИОАКТИВНОСТЬ.

1. Основной закон радиоактивного распада. Активность.

Единицы активности.

Радиоактивностью называется свойство неустойчивых ядер некоторых элементов самопроизвольно (т.е. без каких-либо воздействий) превращаться в ядра других элементов с испусканием ионизирующего излучения, называемого радиоактивным излучением. Само явление называется радиоактивным распадом. Радиоактивный распад сопровождается незначительным выделением теплоты.

Различают радиоактивность искусственную и естественную.

Естественная радиоактивность встречается у неустойчивых ядер, существующих в природных условиях. Искусственной называется радиоактивность ядер, образованных в результате различных ядерных реакций. Принципиального различия между естественной и искусственной радиоактивностью нет. Деление это условно, т.к. оба вида радиоактивности подчиняются одним и тем же законам.

Особенностью радиоактивного распада является то, что ядра одного и того же элемента распадаются не все сразу, а постепенно в различные временные интервалы. Момент распада любого ядра не может быть указан заранее, однако, теория позволяет установить вероятность распада одного ядра за единицу времени, т.е. радиоактивный распад – это статистическое явление. При большой совокупности радиоактивных ядер можно получить статистический закон, выражающий зависимость количества не распавшихся ядер от времени.

Пусть за достаточно малый промежуток времени dt распадается dN ядер. Это число пропорционально интервалу времени dt , а также общему числу радиоактивных ядер, ещё не распавшихся к началу данного промежутка времени:

$$dN = -\lambda N dt, \quad (1)$$

где λ – постоянная распада (характеризует вероятность распада ядра в единицу времени и различная для различных радиоактивных ядер). Размерность постоянной распада s^{-1} . Знак минус указывает на убывание со временем величины N , т.е. $dN < 0$. Выражение (1) представляет дифференциальное уравнение 1-го порядка с разделяющимися переменными. Разделим переменные и проинтегрируем с учётом того, что нижние пределы интегрирования соответствуют начальным условиям: при $t=0$, $N=N_0$, где N_0 – начальное количество радиоактивных ядер:

$$\int_{N_0}^N \frac{dN}{N} = -\lambda \int_0^t dt; \quad \ln \frac{N}{N_0} = -\lambda t; \quad \ln \frac{N}{N_0} = \ln e^{-\lambda t}; \quad \frac{N}{N_0} = e^{-\lambda t};$$

$$N = N_0 \cdot e^{-\lambda t}, \quad (2)$$

т.е. число радиоактивных ядер, которые ещё не распались, убывают по экспоненциальному закону. Выражение (2) и есть основной закон радиоактивного распада. Если есть необходимость вычислить количество ΔN ядер, распавшихся к некоторому моменту времени t , то очевидно: $\Delta N = N_0 - N = N_0(1 - e^{-\lambda t})$.

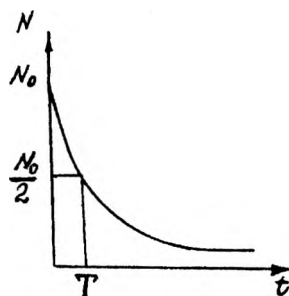


Рис.1

Скорость распада различных радиоактивных элементов характеризуют периодом полураспада T . Это время, в течение которого распадается половина исходного количества радиоактивных ядер (рис.1). Установим связь между T и λ . Период полураспада можно определить из следующих соображений: при $t = T$; $N = \frac{N_0}{2}$;

$$\frac{N_0}{2} = N_0 \cdot e^{-\lambda T}; \quad \frac{1}{2} = e^{-\lambda T}; \quad 2 = e^{\lambda T};$$

$$\ln 2 = \lambda T; \quad 0,693 = \lambda T; \quad T = \frac{0,693}{\lambda}.$$

Период полураспада для различных элементов имеет значение от долей секунды до миллионов лет. Соответственно радиоактивные изотопы разделяются на короткоживущие (часы, дни) и долгоживущие (годы). Примеры: период полураспада Урана $T=4,51 \cdot 10^9$ лет; Лития $T=0,89$ секунды. Радиоактивные элементы чернобильского выброса имеют период полураспада: ^{239}Pu - 26400 лет; ^{137}Cs - 30 лет; ^{90}Sr - 29 лет.

В условиях, когда радиоактивное излучение используется для каких-либо целей (например, в медицине), необходимо знать общее количество распадов в единицу времени в данном количестве (массе) радиоактивного элемента. Эта величина есть скорость распада и называется активностью (A). Она является существенной характеристикой радиоактивного препарата: $A = -\frac{dN}{dt}$, т.к. $-\frac{dN}{dt} = \lambda N$ и $N = N_0 \cdot e^{-\lambda t}$, то $A = \lambda N_0 \cdot e^{-\lambda t}$. Начальная активность ($t=0$) $A_0 = \lambda N_0$. Тогда

$A = A_0 \cdot e^{-\lambda t} = A_0 \cdot e^{\frac{-0,693}{T} t}$. Активность, рассчитанная на единицу массы изотопа, называется удельной активностью. Для растворов под

удельной активностью понимают активность 1 мл радиоактивного раствора.

Активность препарата тем больше, чем больше радиоактивность ядер и чем меньше их период полураспада. Активность препарата во времени убывает по экспоненциальному закону.

Единица активности в СИ – Беккерель (Бк), что соответствует активности нуклида в радиоактивном источнике, в котором за 1 секунду происходит 1 акт распада.

Наиболее употребляемой единицей является Кюри (Ки):

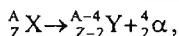
$$1\text{Ки} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Бк} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ с}^{-1}.$$

Кроме этого существует ещё одна внесистемная единица – Резерфорд (Рд): $1\text{Рд} = 10^6 \text{ Бк} = 10^6 \text{ с}^{-1}$.

2. Основные виды радиоактивного распада.

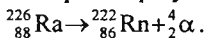
Под общим названием радиоактивного излучения объединяются 3 вида излучения, различных по природе, но имеющих некоторые общие свойства. Они исторически были названы альфа-, бета- и гамма-лучами.

Альфа-излучение – это поток частиц с высокой кинетической энергией. Альфа-распад состоит в самопроизвольном превращении ядра с испусканием α -частицы (ядра гелия). Схема α -распада с учётом правила смещения записывается в виде:



где X – символ исходного (материнского) ядра; Y – символ ядра – продукта распада (дочернее ядро).

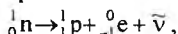
В связи с выбрасыванием α -частицы заряд ядра и соответственно атомный номер элемента уменьшается на две единицы, а массовое число на четыре единицы. Следовательно, вторичный элемент сдвигается в таблице Менделеева на два номера влево, а атомная масса его становится меньше на четыре единицы. Примером α -распада может служить распад радия, при котором образуется радон:



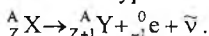
При этом излучается γ -фотон. При α -распаде дочернее ядро может находиться не только в нормальном, но и в возбуждённом состоянии, а так как эти состояния дискретны, то и значения энергии α -частиц, вылетающих из разных ядер одного и того же радиоактивного вещества, дискретны. Энергия возбуждения дочернего ядра чаще всего выделяется в виде γ -фотона. Именно поэтому α -распад сопровождается γ -излучением. Скорость вылета α -частиц из ядра имеет значение $(1,4 - 2) \cdot 10^7 \text{ м/с}$, что соответствует начальной кинетической энергии 4 – 8 МэВ. Альфа-частицы, испускаемые определённым элемен-

том, составляют несколько групп с близкой энергией, поэтому спектр α -излучений состоит из нескольких близко расположенных линий.

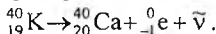
Бета-распад происходит у ядер, неустойчивость которых связана с определённым соотношением числа протонов и нейтронов. Если в ядре имеется излишек нейтронов, то происходит электронный β -распад ядра, при котором один нейтрон превращается в протон, при этом в ядре образуется электрон:



где $\bar{\nu}$ - антинейтрино (элементарная частица). Электрон выбрасывается из ядра и в нём остаётся более устойчивый комплекс нуклонов. Электронный β -распад описывается уравнением:

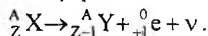


При этом заряд ядра, а соответственно атомный номер элемента увеличивается на единицу, т.е. вторичный элемент сдвигается в таблице Менделеева на один номер вправо, массовое его число остаётся без изменения. Пример:

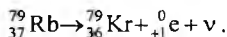


Если в ядре излишек протонов, то происходит позитронный β -распад, при котором один из протонов превращается в нейтрон, при этом в ядре образуется позитрон: ${}_1^1\text{p} \rightarrow {}_0^1\text{n} + {}_{+1}^0\text{e} + \nu$, где ν – нейтрино.

Позитрон выбрасывается, в ядре образуется более устойчивый комплекс нуклонов. Позитронный β -распад описывается уравнением:



Заряд ядра, а соответственно атомный номер элемента изменяется на единицу, и вторичный элемент сдвигается в таблице Менделеева на один номер влево, массовое число его остаётся неизменным. Пример:



Начальная скорость и соответственно начальная кинетическая энергия β -частиц могут значительно отличаться. Наибольшая начальная скорость имеет порядок $1,6 \cdot 10^8$ м/с, а энергия β -частиц может быть в пределах от десятых и сотых долей МэВ до 10-12 МэВ. Энергетический спектр β -частиц сплошной, т.е. их энергия может принимать различные значения. Для того чтобы объяснить различие в энергии β -частиц при распаде ядра одного и того же элемента, В. Паули предположил в 1939 году, что при β -распаде наряду с β -частицей из ядра выбрасываются нейтральные частицы нейтрино и антинейтрино с массой равной примерно 1/2000 массы покоя электрона и имеющие энергию, которая в сумме с энергией β -частицы составляют некоторую постоянную величину, характерную для данного вещества. Причём, эта энергия у разных ядер делится между бета- и этими частицами в разнообразных соотношениях. Это объясняет сплошной спектр β -частиц.

При испускании β -частиц, также как и при α -распаде, ядра атомов могут находиться в возбуждённом состоянии. Переход их в невозбуждённое состояние (иногда ступенчато) сопровождается испусканием γ -квантов с энергией от 0,2 до 3 МэВ. Спектр γ -излучения линейчатый. γ -излучение возникает не только при α - и β -распадах. При столкновении ядра с частицей оно может перейти в возбуждённое состояние, а затем, возвращаясь в основное состояние, излучать γ -фотон.

Существует третий вид β -распада, который называется – электронный или е-захват. Он заключается в том, что ядро захватывает один из внутренних электронов, находящихся на K, L, M оболочках, в результате чего протон ядра превращается в нейтрон: ${}^1_1\text{p} + {}^0_{-1}\text{e} \rightarrow {}^1_0\text{n} + \nu$.

При электронном захвате освобождается место в электронной оболочке, поэтому этот вид радиоактивности сопровождается характеристическим рентгеновским излучением.

3. Методы получения радионуклидов.

Взаимодействие атомного ядра с элементарной частицей или с другим ядром элемента, в результате которого это ядро превращается в ядро другого элемента, называется ядерной реакцией. Ядерные реакции позволяют получить из одних химических элементов другие элементы путём воздействия на ядро атома. Эффективным средством такого воздействия оказалось бомбардировка ядер частицами высоких энергий. Впервые ядерную реакцию осуществил Резерфорд в 1919 году. При бомбардировке ядер азота α -частицами, образующимися при распаде радия, происходило превращение ядер азота в ядра изотопа кислорода с выбрасыванием протонов: ${}^{14}_7\text{N} + {}^4_2\alpha \rightarrow {}^{17}_8\text{O} + {}^1_1\text{p}$.

Краткая запись реакции: ${}^{14}\text{N}(\alpha, \text{p}){}^{17}\text{O}$.

Основным правилом при составлении уравнения ядерной реакции является равенство в обеих его частях суммы верхних (массовых чисел) и нижних (атомных номеров) индексов. Это является выражением законов сохранения массы и зарядов частиц, участвующих в реакциях.

Сокращённая запись состоит из четырёх символов: исходное ядро (ядро-мишень), в скобках бомбардирующая частица и другая образующаяся частица (или частицы), за скобками ставится символ ядра – продукта реакции (атомный номер элемента обычно не ставится).

Первоначально в качестве бомбардирующих частиц использовались α -частицы радиоактивного излучения. В 1932 году английским физиком Д. Чедвиком был открыт нейтрон. Нейтрон – стабильная, нейтральная частица, однако в свободном состоянии он долго не существует. При столкновении с ядром какого-либо элемента нейтрон

поглощается им и вызывает ядерную реакцию. Например: ${}^{14}_7\text{N} + {}^1_0\text{n} \rightarrow {}^{11}_5\text{B} + {}^4_2\alpha$ или ${}^{14}\text{N}(\text{n}, \alpha){}^{11}\text{B}$.

Ядерные реакции под действием нейтронов имеют наибольшую вероятность. Не имея электрического заряда, нейтроны свободно пролетают электрические оболочки атомов и, соударяясь с ядрами, чаще вызывают ядерные реакции.

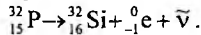
В дальнейшем стали использовать и другие заряженные частицы, предварительно сообщая им большую скорость (кинетическую энергию) в специальных ускорителях, например, в циклотронах.

Все ядерные реакции сопровождаются испусканием тех или иных элементарных частиц (в том числе и γ -фотонов). Продукты многих ядерных реакций являются радиоактивными, их называют искусственными радиоактивными изотопами (радионуклидами). Явление искусственной радиоактивности было открыто в 1934 году известными физиками Фредериком и Ирен Жолио-Кюри.

Примером получения радиоактивных изотопов (радионуклидов) может служить реакция захвата нейтронов фосфором ${}^{31}_{15}\text{P}$. При этом захвате излучается γ -фотон и образуется радиоактивный изотоп фосфора:

$${}^{31}_{15}\text{P} + {}^1_0\text{n} \rightarrow {}^{32}_{15}\text{P} + \gamma.$$

Распад ядра полученного изотопа ${}^{32}_{15}\text{P}$ сопровождается испусканием β^- частицы (одновременно с ней испускается антинейтрино) и образованием стабильного изотопа кремния:



Как и естественным радиоактивным элементам, искусственным изотопам свойственны α -, β - и γ -распады.

Радиоактивные изотопы в небольших количествах получают в ускорителях (например, циклотрон) с помощью дейтронов (ядер тяжёлого водорода) d.

В промышленном масштабе искусственные радиоактивные изотопы получают путём облучения (главным образом нейтронного) соответствующих химических элементов в ядерном реакторе.

Кроме облучения нейтронами, радиоактивные изотопы получают в реакторах путём выделения их из продуктов деления ядер урана. Таким образом получается, например, широко применяемый в медицине радиоактивный йод ${}^{131}_{53}\text{I}$.

В настоящее время получено по несколько радиоактивных изотопов для каждого химического элемента, их общее число превышает 1500. Многие из них широко применяются в качестве меченых атомов в различных отраслях человеческой деятельности, в том числе и в медицине.

4. Взаимодействие ионизирующего излучения с веществом.

В связи с общим характером первичного действия на вещество α -, β - и γ -излучение, жёсткое рентгеновское излучение, а также потоки протонов и нейтронов объединяются под общим названием ионизирующего излучения. Заряженные частицы и γ -фотоны, распространяясь в веществе, взаимодействуют с электронами и ядрами, в результате чего изменяется состояние, как вещества, так и частиц.

К основным свойствам радиоактивных излучений относятся проникающая и ионизирующая способности.

Ионизирующая способность излучения оценивается линейной плотностью ионизации – i : $i = dn/dl$, где dn – число ионов одного знака, образованных частицей на элементарном пути dl . На практике эта величина оценивается количеством пар ионов, образованных частицей на 1 см пробега.

Ионизирующая способность оценивается так же линейной тормозной способностью вещества – S : $S = dE/dl$, где dE – энергия, теряемая заряженной ионизирующей частицей при прохождении элементарного пути dl в веществе. Так как для ионизации одной молекулы требуется энергия 34 эВ, то значение S можно рассчитать, зная линейную плотность ионизации.

Проникающая способность излучения оценивается длиной свободного пробега или средним линейным пробегом R – это среднее расстояние, которое проходит частица в веществе, пока она способна ионизировать. Чем больше заряд и масса частицы, тем больше её способность ионизировать вещество и тем меньше её средний пробег. Средний линейный пробег α -частицы в живом организме – 10-100 мкм; β -частицы – 10-15 мм; γ -излучение проникает на большую глубину или пронизывает тело человека насквозь. Свойства ионизирующих частиц приведены в таблице 1.

ТАБЛИЦА 1

Вид излучения	Средняя энергия, МэВ	Линейная плотность ионизации – i , пар/см	Средний линейный пробег – R , м	
			в воздухе	в веществе
α	4 – 8,8	$3 \cdot 10^4$	$(2 - 8) \cdot 10^{-2}$	—
β	0,01 – 10	50 – 250	10	$1,5 \cdot 10^{-2}$
γ	0,2 – 3	300	300	около 1

Выбитые при ионизации электроны могут выбивать вторичные электроны, обладающие энергией, достаточной для последующей ионизации вещества. Эти вторичные процессы могут вызывать характе-

ристическое рентгеновское излучение, радиолюминисценцию, химические процессы.

γ -фотоны, вызывая незначительную первичную ионизацию, порождают вторичную, в результате которой полный ионизационный эффект может быть весьма значительным.

Вследствие различных ионизирующих и проникающих способностей радиоактивных излучений способы защиты от них различны: для защиты от α -частиц достаточно слоя бумаги, одежды; от β -излучения можно защититься сантиметровым слоем дерева, стекла или любого лёгкого металла; для защиты от γ -излучения применяются толстые (до метра) слои воды, бетона, кирпичные стены, а также пластины свинца толщиной до 10 см.

Кроме ионизации частицы способны вызывать и другие процессы.

α -частицы могут взаимодействовать с ядрами, вызывая ядерные реакции, хотя этот процесс более редкий, чем ионизация.

β -частицы при торможении могут создавать тормозное рентгеновское излучение.

При попадании позитрона в вещество с большой вероятностью происходит такое его взаимодействие с электроном, после которого возникают два γ -фотона, которые имеют энергию не менее энергии покоя электрона – 0,51 МэВ (реакция аннигиляции): ${}^0_{-1}e + {}^0_{+1}e \rightarrow \gamma + \gamma$.

Для α - и β -частиц возможны процессы рассеяния, в результате чего их путь в веществе сильно искривляется.

При попадании γ -излучения в вещество наряду с процессами, характерными для рентгеновского излучения (когерентное рассеяние, эффект Комптона, фотоэффект), возможны и другие процессы.

При взаимодействии γ -фотонов большой энергии с атомными ядрами возможна фотоядерная реакция. Для её возникновения энергия γ -фотона должна быть не меньше энергии связи, приходящейся на нуклон.

При энергии γ -фотона более 1,2 МэВ (не меньше суммарной энергии покоя электрона и позитрона) возможна реакция рождения пары электрон-позитрон: $\gamma \rightarrow {}^0_{-1}e + {}^0_{+1}e$.

Ослабление потока γ -излучения в веществе описывается законом $\Phi = \Phi_0 \cdot e^{-\mu x}$, где μ – линейный коэффициент поглощения, который можно представить как сумму соответствующих коэффициентов поглощения, учитывающих три процесса взаимодействия – фотоэффект (μ_{Φ}), комптон-эффект или некогерентное рассеяние ($\mu_{\text{НК}}$) и образование пар электрон-позитрон ($\mu_{\text{П}}$): $\mu = \mu_{\Phi} + \mu_{\text{НК}} + \mu_{\text{П}}$.

При действии на вещество потока нейтронов могут происходить: упругое соударение с ядром и вторичная ионизация, неупругое соударение с ядром с испусканием γ -кванта, захват нейтрона ядром с обра-

зованием радиоактивного изотопа. Последний эффект может быть причиной образования в организме радиоактивных изотопов: $^1\text{H}(n, \gamma)^2\text{H}$; $^{23}\text{Na}(n, \gamma)^{24}\text{Na}$; $^{31}\text{P}(n, \gamma)^{32}\text{P}$ и ряда других реакций.

Следует отметить взаимодействие радиоактивных излучений с водой, при котором происходит химическое превращение, называемое радиолизом воды. В результате такого взаимодействия возможно образование возбуждённых молекул (H_2O^*), ионов (H_2O^+), радикалов (например, H , OH), перекиси водорода (H_2O_2). Эти высокоактивные в химическом отношении соединения могут взаимодействовать с другими молекулами биохимической системы, что приведёт к нарушению нормального функционирования мембран, клеток и органов.

5. Использование радионуклидов в медицине.

Медицинское применение радионуклидов может быть представлено двумя группами методов: использование с диагностическими и исследовательскими целями (меченые атомы) и применение их с лечебной целью. Ко второй группе относится и бактерицидное действие излучения.

Метод меченых атомов заключается в том, что в организм вводятся радионуклиды и определяются их местонахождение и активность в органах и тканях. Например, для диагностики заболевания щитовидной железы в организм вводят радиоактивный йод $^{131}_{53}\text{I}$, $^{125}_{53}\text{I}$, часть которого концентрируется в железе. Счётчик, расположенный вблизи неё, фиксирует скорость накопления йода, на основании которой можно сделать диагностические выводы о состоянии щитовидной железы. Рак железы может давать метастазы в разные органы, о чём может дать информацию накопление радиоактивного йода в этих органах.

Для обнаружения распределения радионуклидов в организме применяется гамматопография, которая осуществляется с помощью гамма топографа. Сканирующий счётчик постепенно проходит большие участки над телом. Автоматически фиксируется интенсивность излучения препарата, например, штрихами на бумаге (рис.2) в местах его нахождения. Гамма-топограф даёт относительно грубое распределение радиоактивного препарата

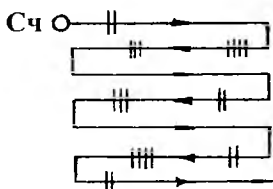


Рис.2

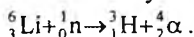
в органах. Более точные сведения даёт автораддиография. На биологическую ткань наносят слой фотоэмульсии. Содержащиеся в объекте радионуклиды наносят след на фотоэмульсии, как бы фотографируя себя. Полученный снимок называется автораддиограммой.

В организм радиоактивные атомы вводят в таком небольшом количестве, что ни они, ни продукты их распада не оказывают вредного воздействия. Применяя радиоактивные изотопы, можно изучить распределение крови и других биологических жидкостей в организме. Для этого, например, вводят определённое количество радиоактивного индикатора в кровь и, выдержав время для его равномерного распределения по кровеносной системе, можно по активности единицы объёма крови найти её общий объём.

Метод меченых атомов также позволяет диагностировать заболевания сердца и других органов. Все исследования и наблюдения проводятся без нарушения нормальной жизнедеятельности организма. В этом ценность метода меченых атомов.

Лечебное применение радионуклидов в основном связано с использованием γ -излучения (γ -терапия). Гамма установка (кобальтовая пушка) содержит защитный свинцовый контейнер с ^{60}Co . Применение γ -излучения с большой энергией позволяет разрушить глубоко расположенные опухоли. Поверхностно расположенные органы подвергаются меньшему губительному воздействию. Радиоактивный кобальт применяется и для внутритканевого облучения. В ткань вкалывается игла, содержащая тонкий штифт из радиоактивного кобальта.

Для лечения онкологических заболеваний применяются α -частицы в комбинации с потоками нейтронов. В опухоль вводят элементы, ядра которых под действием потока нейтронов вызывают ядерную реакцию с образованием α -излучения. Например,



Таким образом, α -частицы и ядра отдачи образуются в том месте органа, который необходимо подвергать воздействию.

В лечебных целях (лечение болезней крови) используется радиоактивный фосфор $^{32}_{15}\text{P}$, который концентрируется в компактном веществе трубчатых костей. Распадаясь с излучением β -частиц, он облучает костный мозг и при этом нормализует нарушенное при определённых заболеваниях кроветворение. Для аналогичных целей по отношению к щитовидной железе используют радиоактивный йод $^{131}_{53}\text{I}$, дающий электронное излучение.

Применяется также радоновая терапия, при которой минеральные воды, содержащие ^{222}Rn и его продукты, используются для воздействия на кожу (радоновые ванны), органы пищеварения (питьё), органы дыхания (ингаляция).

Существуют и другие примеры лечебного воздействия ионизирующего излучения радионуклидов и нейтронов на организм человека и животного.

ЛЕКЦИЯ №28

ДОЗИМЕТРИЯ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ.

1. Поглощённая и экспозиционная дозы. Мощность дозы.

Количественная оценка действия ионизирующего излучения на вещество живой и неживой природы привела к появлению раздела физики, называемого дозиметрией.

Дозиметрией называется раздел ядерной физики и измерительной техники, в котором изучаются величины, характеризующие действие ионизирующего излучения на вещество, а также методы и приборы для их измерения.

Первичное развитие дозиметрии было обусловлено, прежде всего, необходимостью учёта действия рентгеновского излучения на человека.

Действие на вещество обусловлено не всем падающим на него излучением, а только той частью, которая взаимодействует с его атомами и молекулами. Та часть излучения, которая проходит данное тело насквозь без поглощения, действия на него не оказывает. Ввести универсальные дозиметрические величины и единицы их измерения затруднительно, так как эффективность действия излучения зависит от многих факторов. Поэтому основной величиной, характеризующей действие ионизирующего излучения на вещество, является энергия излучения, поглощённая единицей массы вещества за время облучения. Эта величина называется поглощённой дозой (Д). Различные эффекты ионизирующего излучения, прежде всего, определяются поглощённой дозой. Она сложным образом зависит от вида ионизирующего излучения, энергии его частиц, состава облучаемого вещества и пропорциональна времени облучения. Единицей поглощённой дозы для любого вида излучения является “Грей” (Гр). За 1 Гр принимается доза излучения, при которой облучённому веществу массой 1 кг передаётся энергия ионизирующего излучения в 1 Дж, т.е. $1 \text{ Гр} = 1 \text{ Дж/кг}$.

Дозу облучения, отнесённую ко времени, называют мощностью дозы ($P = D/t$). Мощность дозы выражается в Грехах в секунду (Гр/с).

Внесистемной единицей дозы излучения, применяемой в радиобиологии, является рад. Рад – есть доза любого вида ионизирующего излучения, при которой 1г вещества поглощает энергию излучения, равную 100 эрг. $1 \text{ Гр} = 100 \text{ рад}$; $1 \text{ рад} = 10^{-2} \text{ Гр}$. Мощность дозы измеряется в рад/с.

Для нахождения поглощённой дозы излучения следует измерить энергию ионизирующего излучения, падающего на тело, затем энергию, прошедшую сквозь тело, и их разность разделить на массу тела.

Однако практически в человеческом организме это сделать трудно, т.к. тело неоднородно, энергия рассеивается телом по всевозможным направлениям. Таким образом, вполне конкретное физическое понятие поглощённой дозы оказывается сложным для определения в биологических экспериментах. В связи с этим оценивают поглощённую телом дозу по ионизирующему действию излучения на воздух, окружающий тело. Для характеристики дозы по эффекту ионизации, вызываемому в воздухе, используется так называемая экспозиционная доза рентгеновского или γ -излучений (X). Следует запомнить, что экспозиционная доза определяется только для воздуха и только для квантового излучения. Важным достоинством этой дозы является то, что для её измерения существует простой физический метод, заключающийся в измерении суммарного заряда ионов, образовавшихся под действием излучения. За единицу экспозиционной дозы принят 1 Кл/кг – экспозиционная доза фотонного излучения, при которой суммарный заряд ионов одного знака, производимых в 1 кг облученного воздуха, равен 1 Кл.

Полная ионизация воздуха подразумевает эффект как от первичного действия ионизирующего излучения, так и от всех происходящих при этом вторичных процессов, в частности от действия вторичных электронов и ядер отдачи. На практике используют старую внесистемную единицу, называемую рентгеном (Р). Экспозиционная доза в 1Р соответствует образованию $2,08 \cdot 10^9$ пар ионов в $0,001293\text{г}$ (в 1см^3) сухого воздуха при нормальных условиях: $1\text{Кл/кг} = 3876\text{ Р}$, т.е. новая единица намного крупнее старой.

Единицей мощности экспозиционной дозы является 1 А/кг, а внесистемной единицей 1Р/с. Так как поглощённая доза пропорциональна падающему ионизирующему излучению, то между экспозиционной и поглощённой дозами должна быть пропорциональная зависимость $D=fX$, где f – определённый переходный коэффициент, зависящий от ряда причин и, прежде всего, от облучаемого вещества и энергии фотонов. Легко подсчитать величину f , если облучаемым веществом является воздух. Установлено, что для воздуха экспозиционной дозе в 1Р соответствует поглощённая доза, равная 0,88 рад. В этом случае $D=0,88X$, $f=0,88$. Для воды и мягких тканей человека $f=1$, следовательно поглощённая доза в радах равна экспозиционной дозе в рентгенах. Этим в определённой мере обусловлено удобство использования единиц – рада и рентгена.

Действие излучения, особенно на ткани организма, зависит не только от общей поглощённой дозы, но и от мощности излучения. Для точечных источников излучений мощность экспозиционной дозы уменьшается с расстоянием по закону $P = K_{\gamma} \frac{A}{R^2}$, где K_{γ} – ионизаци-

онная постоянная или гамма-постоянная радиоактивного изотопа, зависящая от его природы. Таким образом, степень влияния излучения на организм зависит от природы радиоактивного изотопа (K_γ), его активности (A) и расстояние (R) от человека до источника.

Гамма-постоянная – это мощность дозы излучения в Р/с, созданная гамма-лучами данного радиоактивного изотопа на расстоянии 1см от точечного источника, если его активность 1мКи. Экспозиционную дозу в этом случае можно оценить из соотношения $X = K_\gamma \frac{A}{R^2} \cdot \Delta t$, где Δt – время облучения.

2. Количественная оценка биологического действия ионизирующего излучения. Эквивалентная доза. Эквивалентная эффективная доза. Коллективная доза.

Для защиты от радиоактивного излучения важно знать его воздействие на живую ткань. Для любого вида излучения биологическое действие обычно тем больше, чем больше поглощённая доза. Однако опыт показывает, что действие ядерных излучений на ткани живого организма определяется не только дозой, но и природой ионизирующего излучения. Тяжёлые частицы (α -частицы, нейтроны, протоны, быстрые ионы) производят больше физиологических нарушений, чем лёгкие (β , γ и R-лучи). Особенно опасны сильно проникающие потоки нейтронов.

В дозиметрии принято сравнивать биологические эффекты различных видов излучений с соответствующими эффектами, вызванными рентгеновскими или γ -излучением.

Различия в величине радиоактивного воздействия можно учесть, приписав каждому излучению свой коэффициент качества излучения (K). Рентгеновское излучение, гамма-кванты и β -частицы поражают органическую ткань примерно одинаково и для них $K=1$. Для α -частиц $K=20$, т.е. считается, что они в 20 раз опаснее при попадании внутрь организма, чем γ -излучение. Для протонов и нейтронов $K=10$ и т.д.

В радиобиологии вместо коэффициента качества используется величина, называемая относительной биологической эффективностью (ОБЭ). Она равна отношению поглощённой дозы стандартного (рентгеновского, гамма) излучения, вызывающей определённый биологический эффект, к поглощённой дозе изучаемого вида радиации, дающей тот же эффект. Эта величина характеризует так же качество излучения, поэтому $ОБЭ=K$.

Для учёта поражающего действия на организм различных видов излучений со своими коэффициентами качества применяется понятие

эквивалентная доза (D_3), которая связана с поглощённой дозой соотношением: $D_3 = KД$.

Так как K является безразмерным коэффициентом, то эквивалентная доза излучения имеет ту же размерность, что и поглощённая доза, однако называется Зивертом (Зв). Внесистемная единица эквивалентной дозы – бэр (биологический эквивалент рентгена):

$$1 \text{ бэр} = 10^{-2} \text{ Зв}; \quad 1 \text{ Зв} = 100 \text{ бэр}.$$

Эквивалентная (биологическая) доза в бэрах равна поглощённой дозе в радах, умноженной на K :

$$D_3 (\text{бэр}) = KД (\text{рад}).$$

Эквивалентная доза рассчитывается для “средней” ткани человеческого тела. Но дозы приходится определять и для отдельных органов. В частности, это необходимо в лучевой терапии опухолей, когда не требуется облучать всё тело.

По отношению к ионизирующим излучениям органы и биологические ткани имеют разную радиочувствительность. Сильнее всего поражаются костный мозг и половые органы, а, например, нервная ткань весьма устойчива к радиации.

Учёт радиочувствительности производят с помощью коэффициентов радиационного риска (КР). Значения этих коэффициентов для тканей и органов человека при равномерном облучении всего тела приведены в таблице:

Красный костный мозг	– 0,12
Костная ткань	– 0,03
Щитовидная железа	– 0,03
Молочные железы	– 0,15
Лёгкие	– 0,12
Яичники или семенники	– 0,25
Другие органы	– 0,30
Организм в целом	– 1,00

Если КР для молочной железы 0,15, то это означает, что облучение молочной железы дозой 13в приводит к такому же поражению организма, как облучение дозой 0,153в всего тела.

Таким образом, если известно, какие органы и какими дозами облучены (что особенно важно знать при поступлении радиоактивности с пищей, водой, вдыхании воздуха с последующим накоплением в определённых органах), то, умножив эквивалентные дозы на соответствующие коэффициенты риска и просуммировав по всем органам и тканям, получим эквивалентную эффективную дозу (ЭЭД), отражающую суммарный эффект индивидуального облучения для организма. Она также измеряется в Зивертах.

Зная индивидуальные дозы и просуммировав их по группе облученных людей, можно получить коллективную эффективную эквива-

лентную дозу в человеко-Зивертах. Коллективную дозу можно рассчитать для отдельного посёлка, области, республики. Таким образом, коллективная доза – объективная оценка масштаба радиационного поражения. Если какое-то количество людей продолжает жить на загрязнённой радионуклидами территории в условиях длительного воздействия радиации и известны закономерности изменения радиационного воздействия, то можно рассчитать ожидаемую коллективную эффективную эквивалентную дозу (измеряется тоже в человеко-Зивертах) на определённый предстоящий период времени. Например, в результате аварии на ЧАЭС произошло загрязнение значительной территории радиоактивностью сложного изотопного состава. Оценка ожидаемой коллективной дозы с учётом распадающихся радионуклидов важна для прогнозирования неблагоприятных последствий для живущих и будущих поколений и служит ориентиром для принятия решений.

3. Дозы естественного облучения.

На биосферу Земли непрерывно действует космическое излучение, а также потоки α -, β -частиц, γ -квантов в результате излучения различных радионуклидов, рассеянных в земной коре, воде подземных источников, реках, морях, океанах, в воздухе. Кроме того, радионуклиды входят в состав живых организмов. Совокупность излучений этих радиоактивных источников называется естественным радиоактивным излучением. Наиболее распространённые на Земле радионуклиды – это ^{220}Rn , ^{222}Rn и ^{40}K , а также радионуклиды, составляющие ряд урана.

Изотоп радона ^{222}Rn распадается и даёт α -излучение, которое сопровождается испусканием γ -фотона.

В массе стабильного ^{40}K всегда содержится около 0,01% изотопа ^{40}K , ядра которого, распадаясь, образуют ^{40}Ca , β - и γ -излучение. Этот изотоп калия содержится в почве, удобрениях, а также в головном мозге, мышцах, селезёнке и костном мозге. Так у человека массой 70кг содержится в организме около 0,021г радионуклида ^{40}K . Период полураспада ^{40}K составляет $1,3 \cdot 10^9$ лет. Легко рассчитать, что каждую секунду в нашем организме распадается $5 \cdot 10^3$ атомов ^{40}K . Но это не представляет для нас опасности, и, по-видимому, является необходимым для развития организма, так как зарождение и развитие жизни на Земле всегда сопровождалось этим процессом.

Космическое излучение состоит из потоков протонов, α -частиц, ядер некоторых элементов, потоков электронов, фотонов и нейтронов. Частицы высоких энергий, взаимодействуя с атмосферой, образуют в результате ядерных реакций серию радионуклидов (^3H , ^7Be , ^{22}Na) и

потоки нейтронов и протонов. Это вторичное излучение проникает в нижние слои атмосферы и воздействует на биосферу.

В результате этого природного как внешнего, так и внутреннего облучения средняя мощность дозы составляет около 2 мЗв в год (200 мбэр). Причём примерно 2/3 этой дозы (135 мбэр) человек получает от радиоактивных изотопов, попавших в организм с пищей, водой, воздухом (внутреннее облучение), и 65 мбэр от внешнего облучения. Важно отметить, что природный радиоактивный фон, оказывая влияние на развитие жизни на Земле, является неотъемлемой частью сферы обитания человека. Нарушения радиоактивного фона опасны для существования биосферы и могут привести к непоправимым последствиям.

Причиной увеличения радиоактивного фона является деятельность человека. Создание крупных промышленных предприятий, энергетических источников, военной техники и др. могут приводить к локальным изменениям фона. Но наиболее опасными причинами являются выбросы радиоактивных частиц, которые могут возникнуть при ядерных взрывах или при эксплуатации атомных электростанций (АЭС). Так, например, при аварии на Чернобыльской АЭС произошли выбросы, радионуклидов: ^{131}I (период полураспада $T=8$ дней, даёт γ -излучение), ^{90}Sr ($T=29$ лет, даёт β^- -излучение), ^{137}Cs ($T=30$ лет, даёт β^- - и γ -излучения). Эти изотопы могут накапливаться в организме, вызывая в нём нарушения деятельности, как отдельных органов, так и организма в целом. Так, ^{131}I накапливается в щитовидной железе, и уже 0,35 мг радиоактивного йода опасна для жизни (ежесуточная потребность стабильного йода около 150 мг). Изотоп ^{90}Sr накапливается в костной ткани, а изотоп ^{137}Cs равномерно распределяется в клетках организма.

Предельно допустимой биологической дозой для человека при профессиональном облучении считается 5 бэр в год. Для населения установлена предельная доза в 10 раз меньшая – 0,5 бэр в год. Минимальная летальная доза условно принята 600 бэр при облучении всего тела.

Иногда радиоактивный фон оценивается по мощности излучения. Так нормальный естественный фон не должен превышать 20 мкР/ч. Для районов, подвергшихся радиоактивному загрязнению в результате чернобыльской аварии были установлены нормы: для зоны эвакуации – 5 мР/ч и для зоны отчуждения – 20 мР/ч. Предельно допустимая удельная активность загрязнённой площади считается равной 15 Ки/км². Установлены и нормы удельной активности радионуклидов в продуктах питания: зерно для хлебопродуктов $1,6 \cdot 10^{-8}$ Ки/кг; мука, крупа – $1 \cdot 10^{-8}$ Ки/кг; детское питание всех видов – $1 \cdot 10^{-8}$ Ки/кг.

4. Дозиметрические приборы.

Дозиметрическими приборами или дозиметрами называются устройства для измерения доз ионизирующих излучений, или величин, связанных с дозами.

В этих приборах для измерения излучений всегда имеются устройства, называемые детекторами, в которых энергия ионизирующего излучения преобразуется в электрический сигнал. Поскольку в поглощающем веществе частица или фотон растрачивают свою энергию на образование заряда от ионизации, то по величине электрического сигнала можно судить об их энергии и о количестве зарегистрированных актов распада.

Существуют разнообразные детекторы излучений. Наиболее распространёнными детекторами являются: ионизационная камера, счётчик Гейгера-Мюллера, полупроводниковые и сцинтилляционные детекторы.

В ионизационной камере поглощающим веществом служит газ в пространстве между двумя электродами. Попадающие в камеру частицы и фотоны излучения вызывают появление заряда. Ток насыщения, возникающий в камере, характеризует интенсивность излучения.

В счётчиках Гейгера-Мюллера ионизация, созданная излучением, вызывает кратковременный разряд, который можно усилить и зарегистрировать.

Высокопроникающие γ -кванты в газе редко производят ионизацию. При этом ионов так мало, что зарегистрировать это излучение, используя ионизационные камеры, трудно. В этом случае применяют полупроводниковые или сцинтилляционные детекторы. В полупроводниковом детекторе поглощение происходит не в газе, а в полупроводниковом материале.

В сцинтилляционных детекторах прохождение γ -излучения вызывает световые вспышки, которые преобразуются в электрические импульсы и усиливаются фотоэлектронным умножителем. Для каждого вида излучения подбирают свой подходящий детектор. Дозиметры могут быть рассчитаны на регистрацию доз какого-либо определённого вида излучения или регистрацию смешанного излучения.

Приборы для измерения экспозиционной дозы (или мощности дозы) рентгеновского и гамма-излучения называются рентгенметрами. В качестве детектора ионизирующего излучения обычно у них является воздушная ионизационная камера, в которой собирается заряд от ионизации γ -квантами за некоторый промежуток времени. Для того чтобы измерить поглощённую дозу в органической ткани, нужны тканезэквивалентные (подобные тканям человеческого тела) детекторы, например, пластмассовые сцинтилляторы.

Можно применять и другие детекторы, например, ионизационные счётчики, но такой дозиметр предварительно необходимо прокалিবровать, причём для каждого вида излучения нужны свои поправочные коэффициенты.

Дозиметры разделяют на две группы:

а) приборы, в которых непосредственно измеряется заряд, образовавшийся в ионизационной камере под действием излучения. По устройству это чаще всего конденсаторные дозиметры, измерительным прибором служит электрометр, шкала которого проградуирована в единицах экспозиционной дозы;

б) приборы, в которых возникает ток в связи с действием ионизационного излучения.

Принцип работы конденсаторного дозиметра заключается в следующем. Один из электродов ионизационной камеры соединён с чувствительным электрометром (рис.1), который предварительно заряжен до некоторого потенциала φ_1 . При этом на них образуется заряд $q_1 = C\varphi_1$, где C – ёмкость электрода вместе с электрометром. После облучения в камере (объём V) образуются ионы двух знаков. Ионы, знак которых противоположен знаку электрода, притягиваются к нему и частично нейтрализуют его заряд. Потенциал снижается до значения φ_2 . Тогда заряд, образованный в камере под действием излучения: $\Delta q = q_1 - q_2 = C \cdot (\varphi_1 - \varphi_2)$. Соответствующая экспозиционная доза (в рентгенах): $X = \frac{\Delta q}{V} = \frac{C \cdot (\varphi_1 - \varphi_2)}{V} = K \cdot (\varphi_1 - \varphi_2)$, где

K – коэффициент пропорциональности, установленный при градуировке прибора. Таким образом, доза X определяется по разности показаний электрометра в начале и в конце измерения.

Конденсаторные дозиметры весьма чувствительны и точны. В качестве примера опишем дозиметр (КИД-1), предназначенный для измерения небольших доз рентгеновского или γ -излучения в процессе индивидуального контроля для работающих с ионизирующим излучением в лабораторных условиях. В этот комплекс входит набор индивидуальных дозиметров (20 или 50), камера которых по форме напоминает авторучку, и общего измерительного устройства (состоит из зарядной и измерительной камеры). Камера такого дозиметра содержит небольшой объём воздуха, но стенки её сделаны из лёгкого ионизирующего “воздухоэквивалентного” вещества (бакелит, плексиглас и т.д.). В камере обеспечиваются условия полной ионизации. Зарядное устройство представляет собой источник постоянного напряжения.

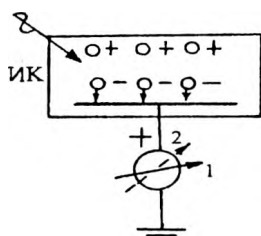


Рис.1

Дозиметр в начале рабочего дня заряжается. В конце рабочего дня, чтобы установить дозу облучения камеры, а, следовательно, и человека, у которого находился дозиметр, измеряют остаточный потенциал и, сравнивая его с потенциалом при зарядке камеры, устанавливают искомую дозу.

В дозиметрах, основанных на измерении тока в ионизационной камере, напряжение между электродами должно быть достаточно большим, чтобы обеспечить ток насыщения, т.е. условия, при которых ток между электродами пропорционален только количеству ионов, образующихся в камере под действием излучения в единицу времени. При этом сила тока в камере прямопропорциональна мощности дозы

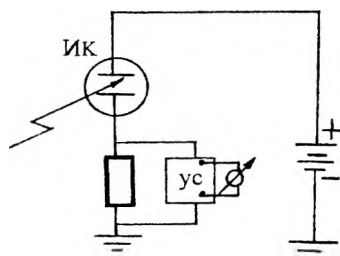


Рис.2

излучения, действующего на неё. Ток ионизационной камеры очень мал и непосредственное его измерение затруднительно. Обычно в цепь электродов ИК последовательно включается достаточно большое сопротивление R (рис.2). Падение напряжения от ионизационного тока с R подаётся на усилитель, в выходную цепь которого включен измерительный прибор. Шкала прибора градуируется в мкР/с или мкР/ч (единицах мощности

дозы). Дозиметры питаются от батарей или от сети переменного тока.

Дозиметр типа ДКЗ-1 применяется для контроля защиты помещения от рентгеновского и γ -излучения. Аналогичный по назначению дозиметр МРМ-1 или МРМ-2 (микрорентгенометр, ионизационная камера вынесена отдельно от прибора) применяется в лечебных и рентгенотерапевтических кабинетах. Существуют дозиметры, детекторами которых являются газоразрядные счётчики.

С помощью дозиметра можно измерять также и активность γ -препаратов. Для этого изотоп по возможности в форме точечного источника помещают на определённом расстоянии от центра ионизационной камеры. Затем измеряют мощность дозы и вычисляют активность вещества, исходя из приведённой выше формулы: $P = K_{\gamma} A/R^2$.

Для измерения активности радиоактивных изотопов применяются приборы, называемые радиометрами. Городские и районные СЭС используют в работе дозиметры типа СРП-68-01. Используются и радиометры типа ДП-5, предназначенные для гражданской обороны и обладающие небольшой точностью. Для индивидуального использования населением с целью контроля радиационной обстановки на местности, в жилых и рабочих помещениях используют дозиметр-радиометр АНРИ-01-02 "СОСНА" и др.

ТЕСТЫ ДЛЯ ПРОВЕРКИ ЗНАНИЙ СТУДЕНТОВ по медицинской и биологической физике

1. Основные понятия высшей математики.

1. Производной функции называется:

- 1) отношение $\frac{\Delta f}{\Delta x}$; 2)* предел отношения $\frac{\Delta f}{\Delta x}$ при $\Delta x \rightarrow 0$;
3) предел Δf при $\Delta x \rightarrow 0$; 4) разность $[f(x+\Delta x) - f(x)]$.

2. Производная функции имеет следующий смысл:

- 1) изменение функции; 2) предельное значение функции;
3)* скорость изменения функции; 4) скорость изменения аргумента.

3. Производная от пути по времени есть:

- 1) средняя скорость; 2)* мгновенная скорость;
3) среднее ускорение; 4) мгновенное ускорение.

4. Геометрический смысл производной:

- 1) угол наклона касательной к графику функции в данной точке;
2) угол наклона секущей, проходящей через две точки графика функции;
3) значение тангенса угла наклона касательной к графику функции в данной точке;
4) среднее значение функций на данном отрезке.

5. Производная второго порядка от пути по времени - это:

- 1) мгновенное ускорение; 2) скорость;
3) мгновенная скорость; 4)* средняя скорость.

6. Дифференциалом функции называется:

- 1) изменение функции;
2) среднее значение изменения функций;
3) среднее значение производной;
4)* главная часть приращения функции, линейная относительно приращения аргумента.

7. Дифференциал функции определяется по формуле:

- 1) $df = f(x)dx$; 2) $df = f'(x + \Delta x) \cdot dx$;
3)* $df = f'(x) \cdot dx$; 4) $df = f(x + \Delta x) \cdot dx$.

8. Сложной функцией называется:

- 1) функция нескольких аргументов;
2) функция, равная сумме двух функций;
3)* функция от функции;
4) функция, равная произведению двух функций.

9. Укажите сложную функцию:

- 1) $y = \sin x$; 2)* $y = \cos 2x$; 3) $y = e^x$; 4)* $y = \lg 2x^2$.

10. Укажите простую функцию:

- 1) $y = \sin x^2$; 2) $y = \ln(x + 2)$; 3)* $y = \operatorname{tg} x$; 4)* $y = x^3$.

11. Первая производная от функции $y = \sin 2x$ равна:

- 1)* $y' = 2 \cos 2x$; 2) $y' = 2x \cos x$; 3) $y' = 2 \sin x$; 4) $y' = 2x \sin x$.

ПРИМЕЧАНИЕ: Правильные ответы отмечены звёздочкой *.

12. Производная от функции $y = x^5$ равна:

1) $y' = 5x^4$; 2) $y' = 5x^5$; 3) $y' = \frac{1}{5}x^5$; 4) $y' = \frac{1}{5}x^4$.

13. Дифференциал функции $y = \sin x$ равен:

1) $dy = \sin x dx$; 2) $dy = \cos x dx$; 3) $dy = -\cos x dx$; 4) $dy = -\sin x dx$.

14. Полным дифференциалом функции $Z = f(x, y)$ является выражение:

1) $df = \frac{\partial f}{\partial x} dx + \frac{\partial f}{\partial y} dy$; 2) $df = \frac{\partial f}{\partial y} dx + \frac{\partial f}{\partial x} dy$;

3) $df = \frac{\partial f}{\partial x} dy + \frac{\partial f}{\partial y} dx$; 4) $df = \frac{\partial f}{\partial x} + \frac{\partial f}{\partial y}$.

15. Из 4-х приведенных неопределенных интегралов табличным является:

1) $\int e^x dx$; 2) $\int x^3 dx$; 3) $\int \sin 3x dx$; 4) $\int e^{x^2} dx$.

16. Из 4-х приведенных неопределенных интегралов методом подстановки решается:

1) $\int e^{x^2} dx$; 2) $\int \sin x dx$; 3) $\int e^{\cos x} \sin x dx$; 4) $\int \lg x dx$.

17. Указать правильно произведенную двойную подстановку по формуле Ньютона-Лейбница при решении определенного интеграла:

1) $\int_a^b f(x) dx = F(x) \Big|_a^b = F(b) + F(a)$; 2) $\int_a^b f(x) dx = F(x) \Big|_a^b = F(b) - F(a)$;

3) $\int_a^b f(x) dx = F(x) \Big|_a^b = F(a) - F(b)$; 4) $\int_a^b f(x) dx = F(x) \Big|_b^a = F(b) - F(a)$.

18. Значение определенного интеграла с равными пределами равно:

1) $\int_a^a f(x) dx = 2a$; 2) $\int_a^a f(x) dx = a$; 3) $\int_a^a f(x) dx = 0$; 4) $\int_a^a f(x) dx = -a$.

19. При условии изменения местами верхнего и нижнего предела в определенном интеграле, он:

- 1) \int изменяет знак на противоположный;
- 2) \int сохраняет абсолютную величину;
- 3) знак интеграла не изменяется;
- 4) \int изменяет абсолютную величину.

20. Укажите правильное решение определенного интеграла $\int_a^b dx$:

1) $\int_a^b dx = b - a$; 2) $\int_a^b dx = b + a$; 3) $\int_a^b dx = a - b$; 4) $\int_a^b dx = -a - b$.

21. Порядок дифференциального уравнения определяется:

- 1) количеством членов, входящих в состав;
- 2) количеством производных, входящих в состав уравнения;
- 3) наибольшим порядком производной;
- 4) наименьшим порядком производной.

22. Укажите общее решение дифференциального уравнения второго порядка:

1) $y = f(x, c_1, c_2, c_3, c_4)$; 2) $y = f(x, c_1)$;
3) $y = f(x, c_1, c_2)$; 4) $y = f(x, c_1, c_2, c_3)$.

23. Уравнением с разделенными переменными для дифференциального уравнения $\frac{dy}{dx} = -\frac{y}{x}$ является:

1) $\frac{dy}{y} = -\frac{x}{dx}$; 2) $\frac{y}{dy} = -\frac{dx}{x}$; 3) $\frac{dy}{y} = -\frac{dx}{x}$; 4) $ydy = -\frac{dx}{x}$.

24. Указать, какие начальные условия необходимо знать для нахождения частного решения дифференциального уравнения, если его общее решение $y = f(x, c_1, c_2)$:

- 1) значение аргумента;
- 2) значение функции;
- 3) значение аргумента и функции;
- 4) значение аргумента и соответствующие ему значения функции и первой производной.

2. Механика. Акустика.

1. Момент инерции материальной точки – это:

1) $m_i r_i$; 2) $\frac{m_i}{r_i}$; 3) $\frac{m_i}{r_i^2}$; 4) $m_i r_i^2$.

2. Указать, какая из записей основного уравнения динамики вращательного движения неверна:

1) $\beta = \frac{I}{M}$; 2) $\beta = \frac{M}{I}$; 3) $M = I\beta$; 4) $I = \frac{M}{\beta}$.

3. Формулой, определяющей понятие “момент инерции тела”, является:

1) $I = \sum_{i=1}^n m_i r_i^2$; 2) $I = \sum_{i=1}^n m_i r_i$; 3) $I = \sum_{i=1}^n m_i^2 r_i$; 4) $I = \sum_{i=1}^n m_i^2 r_i^2$.

4. Указать единицы измерения момента инерции I:

1) $[I] = \text{кг} \cdot \text{с}$; 2) $[I] = \text{кг} \cdot \text{м}$; 3) $[I] = \text{кг} \cdot \text{м}^2$; 4) $[I] = \frac{\text{кг}}{\text{м}^2}$.

5. Указать единицы измерения угловой скорости:

1) с^{-1} ; 2) $\frac{\text{град}}{\text{с}}$; 3) $\frac{\text{м}}{\text{с}}$; 4) $\frac{\text{оборот}}{\text{с}}$.

6. Единицей измерения углового ускорения является:

1) $\frac{\text{м}}{\text{с}^2}$; 2) $\frac{\text{оборот}}{\text{с}}$; 3) с^{-2} ; 4) $\frac{\text{град}}{\text{с}^2}$.

7. Указать формулу связи между линейным (a) и угловым (β) ускорениями:

1) $a = r \cdot \beta$; 2) $\beta = a \cdot r$; 3) $\beta = r/a$; 4) $a = r/\beta$.

8. Указать какие физические величины являются векторами:

- 1) момент инерции;
- 2) момент силы;
- 3) линейная скорость;
- 4) угловая скорость.

9. Определяющим признаком для колебательного движения является:

- 1) синусоидальный характер изменения параметров;
- 2) определенный тип траектории движения;
- 3) та или иная степень повторяемости во времени;
- 4) строгая периодичность движения.

10. Дифференциальным уравнением незатухающих гармонических колебаний является выражение:

$$1) \frac{d^2 x}{dt^2} + \frac{k}{m} x = 0; \quad 2) \frac{d^2 x}{dt^2} + \omega_0^2 x = 0;$$

$$3) x = A \cos(\omega_0 t + \varphi_0); \quad 4) \frac{d^2 x}{dt^2} + \frac{r}{m} \frac{dx}{dt} + \frac{k}{m} x = 0.$$

11. Указать условие, при котором колебание будет свободным:

- 1) в колебательной системе действует упругая сила $F = -kx$;
- 2) если на колебательную систему не действуют внешние силы;
- 3) если внешняя сила изменяется по закону \sin или \cos ;
- 4) если внутри системы действует постоянная сила.

12. Амплитуда колебаний – это:

- 1) расстояние от положения равновесия до колеблющегося тела в данный момент времени;
- 2) наибольшее значение фазы;
- 3) наибольшее значение величины, совершающей гармонические колебания;
- 4) значение колеблющейся величины в момент времени $t = 0$.

13. Для тела, совершающего 50 колебаний за 10 секунд, указать период:

- 1) 500 с; 2) 5 с; 3) 0,5 с; 4) 0,2 с.

14. Указать формулу, которая неверна для угловой скорости:

$$1) \omega = \frac{2\pi}{T}; \quad 2) \omega = 2\pi\nu; \quad 3) \omega = 2\pi\pi; \quad 4) \omega = 2\pi T.$$

15. Если период колебания 0,02 с, то частота равна:

- 1) 10 с^{-1} ; 2) 20 с^{-1} ; 3) 50 с^{-1} ; 4) 100 с^{-1} .

16. Указать скорость материальной точки при гармоническом колебании, смещение которого $x = A \cos(\omega_0 t + \varphi_0)$:

$$1) \dot{x} = A \sin(\omega_0 t + \varphi_0); \quad 2) \dot{x} = -A \omega_0 \sin(\omega_0 t + \varphi_0);$$

$$3) \dot{x} = A \varphi_0 \sin(\omega_0 t + \varphi_0); \quad 4) \dot{x} = A \omega_0 \varphi_0 \sin(\omega_0 t + \varphi_0).$$

17. Признаки, характерные для затухающего колебания:

- 1) периодическая убыль энергии; 2) постоянство энергии;
- 3) уменьшение величины смещения; 4) убыль энергии с течением времени.

18. Амплитуда затухающего колебания убывает по экспоненциальному закону, если сила сопротивления F_c пропорциональна:

$$1) F_c \sim x; \quad 2) F_c \sim \frac{dx}{dt}; \quad 3) F_c \sim \frac{d^2 x}{dt^2}; \quad 4) F_c \sim x^2.$$

19. Уравнение колебаний $x = A \sin(\omega_0 t + \varphi_0)$. Если в начальный момент времени $t = 0$ $x_0 = A/2$, то величина начальной фазы будет равна:

- 1) $\pi/2$; 2) $\pi/3$; 3) $\pi/4$; 4) $\pi/6$.

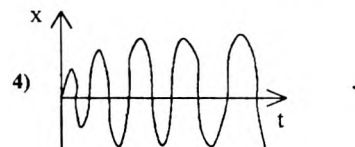
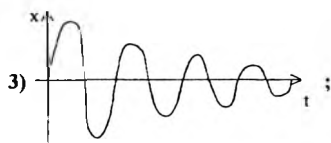
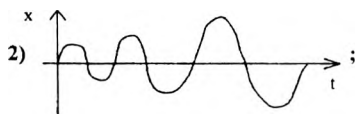
20. Уравнение колебаний $x = A \sin(\omega_0 t + \varphi_0)$. Указать наибольшее значение отношения \dot{x}/A :

- 1) 2; 2) 1; 3) $1/2$; 4) $1/4$.

21. Фаза это параметр колебаний, который определяет:

- 1) частоту колебаний;
- 2) закон совершаемых колебаний;
- 3) состояние колебательной системы для момента времени t ;
- 4) характер совершаемого колебания.

22. Графиком незатухающих колебаний является:



23. Дифференциальным уравнением затухающего колебания является выражение:

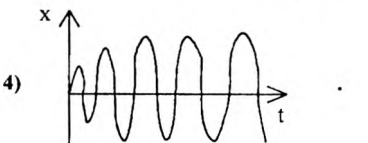
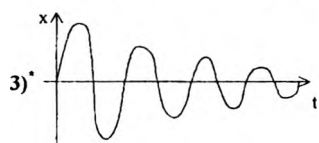
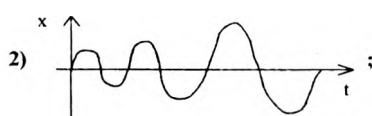
1) $\frac{d^2x}{dt^2} + \omega_0 x = 0$;

2) $\frac{d^2x}{dt^2} + \frac{k}{m} \frac{dx}{dt} + \frac{k}{m} x = 0$;

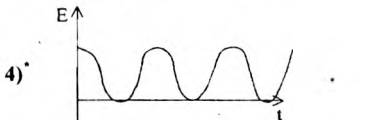
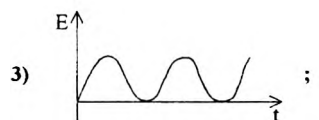
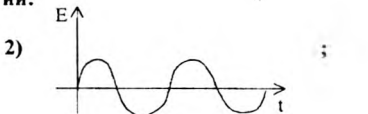
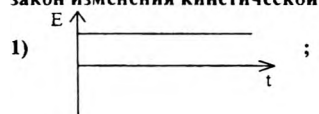
3) $\frac{d^2x}{dt^2} + \frac{r}{m} \frac{dx}{dt} + \frac{k}{m} x = 0$;

4) $\frac{d^2x}{dt^2} + \frac{r}{m} \frac{dx}{dt} + \frac{r}{m} x = 0$.

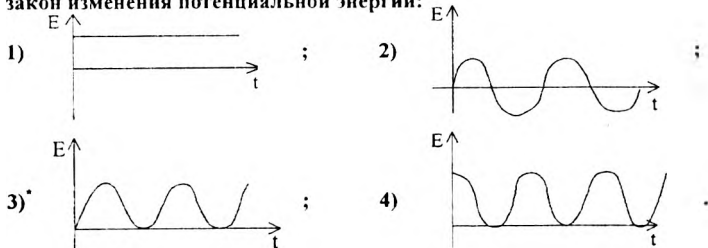
24. Затухающие колебания представлены на графике:



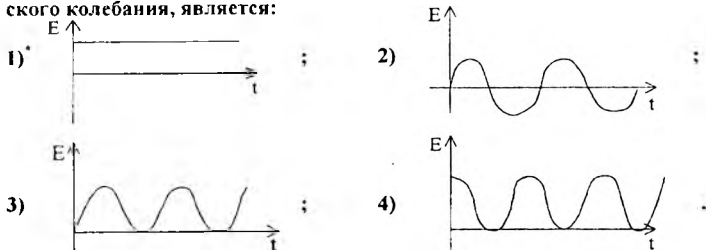
25. Для механического колебания $x = A \sin \omega_0 t$ указать график, выражающий закон изменения кинетической энергии:



26. Для механического колебания $x = A \sin \omega_0 t$ указать график, выражающий закон изменения потенциальной энергии:



27. Графиком, выражающим закон изменения полной энергии гармонического колебания, является:



28. Декремент затухания – это:

1)* $\frac{A_{(t)}}{A_{(t+T)}}$; 2) $\frac{A_n}{A_m}$; 3) $\frac{A_n}{A_{n-1}}$; 4) $\frac{A_{(t)}}{A_{(t-T)}}$.

29. Логарифмический декремент затухания (λ) – это:

1) $\ln \frac{A_n}{A_m}$; 2) $\ln \frac{A_{(t)}}{A_{(t-T)}}$; 3)* $\ln \frac{A_{(t)}}{A_{(t+T)}}$; 4) $\lg \frac{A_n}{A_{n-1}}$.

30. Логарифмический декремент затухания (λ) определяется по формуле:

1) $\lambda = \beta \cdot A$; 2) $\lambda = \beta \cdot v$; 3)* $\lambda = \beta \cdot T$; 4) $\lambda = \beta \cdot \omega$.

31. Собственная частота колебаний – это:

- 1)* частота свободных колебаний системы;
- 2) частота вынужденных колебаний системы;
- 3) частота колебаний, при которой наступает резонанс;
- 4) отношение количества колебаний периодического процесса к промежутку времени этих колебаний.

32. Понятие “резонанс” относится:

- 1) к любому виду колебаний;
- 2) только к затухающим колебаниям;
- 3) только к незатухающим колебаниям;
- 4)* только к вынужденным.

33. Указать, какой из перечисленных признаков характерен для резонанса:

- 1) периодичность изменения амплитуды;
- 2) постоянство амплитуды;
- 3)* резкое возрастание амплитуды;
- 4) стремление амплитуды к бесконечности.

34. Указать, какое из определений понятия “гармонический спектр” является полным:
- 1) совокупность частот колебания;
 - 2) совокупность гармонических колебаний;
 - 3) совокупность амплитуд колебаний;
 - 4)* совокупность частот отдельных гармоник с указанием их амплитуд.
35. Указать, какое из утверждений верно:
- 1) любое сложное колебание можно представить как сумму нескольких простых (гармонических);
 - 2)* только периодическое сложное колебание можно представить как совокупность простых;
 - 3) только аperiodическое сложное колебание можно представить как сумму простых гармоник;
 - 4) сложное колебание не может быть представлено как сумма колебаний.
36. Биеение – это результат сложения двух колебаний:
- 1) одного направления;
 - 2) одного направления и одинаковой частоты;
 - 3)* одного направления и мало отличающихся по частоте;
 - 4) одинаковой частоты и с равными амплитудами.
37. Механическая волна – это:
- 1) колебания, охватывающие определенную часть среды;
 - 2)* процесс распространения упругих колебаний в упругой среде;
 - 3) перемещение частиц упругой среды из одной точки в другую;
 - 4) подвидное образование на поверхности.
38. Указать признак, положенный в основу деления волн на продольные и поперечные:
- 1)* взаимное расположение направления колебания и вектора скорости;
 - 2) вид волнового фронта;
 - 3) взаимное расположение волнового фронта и направления колебаний частиц;
 - 4) вид волновой поверхности.
39. Волновая поверхность – это:
- 1)* поверхность, на которой все точки имеют одинаковую фазу колебаний;
 - 2) поверхность, по которой распространяется волна;
 - 3) совокупность точек пространства, до которых в некоторый момент времени дошла волна;
 - 4) поверхность, на которой все точки волны имеют одинаковую амплитуду.
40. Уравнением волны является выражение:
- 1) $\frac{d^2 x}{dt^2} + \omega_0 x = 0$;
 - 2) $x = A \cos(\omega_0 t + \varphi_0)$;
 - 3)* $S = A \sin \omega(t - \frac{x}{v})$;
 - 4) $x = Ae^{-\beta t} \cos(\omega_0 t + \varphi_0)$.
41. Указать, какое из соотношений, выражающих взаимосвязь параметров волны, неверно:
- 1) $\lambda = v \cdot 2\pi/\omega$;
 - 2) $v = \lambda \cdot v$;
 - 3)* $v = \lambda \cdot T$;
 - 4) $T = 2\pi/\omega$.
42. Длина волны – это:
- 1) протяженность волны в пространстве;
 - 2) расстояние, которое волна проходит за 1 секунду;
 - 3) расстояние между двумя точками среды, колеблющихся в одинаковой фазе;
 - 4)* расстояние, на которое распространяется волна за время, равное периоду.

43. Из представленных величин не является энергетической:

- 1) поток – Φ ; 2) интенсивность – I ; 3) вектор Умова – \vec{I} ; 4) частота – ω .

44. Указать величину, представляющую собой количество энергии в единице объема среды, охваченной колебательным процессом:

- 1) объемная плотность энергии; 2) вектор Умова $\vec{I} = \omega \vec{S}$;
3) поток энергии волны; 4) интенсивность – I .

45. Указать единицы измерения потока энергии:

- 1) Вт; 2) Дж·с; 3) Дж; 4) Вт/м².

46. В Дж/с·м² измеряется физическая величина:

- 1) поток; 2) объемная плотность энергии;
3) интенсивность; 4) плотность потока энергии.

47. Укажите частотный диапазон звуков, воспринимаемых ухом человека (диапазон слышимости):

- 1) 100 – 3000 Гц; 2) 20 – 20000 Гц;
3) 100 – 10000 Гц; 4) 3000 – 15000 Гц.

48. Ухо человека обладает максимальной чувствительностью в диапазоне частот:

- 1) 20 – 1000 Гц; 2) 1000 – 3000 Гц;
3) 3000 – 10000 Гц; 4) 10000 – 20000 Гц.

49. Назовите физические характеристики звука:

- 1) частота; 2) громкость;
3) интенсивность; 4) гармонический спектр.

50. Назовите физиологические характеристики звука:

- 1) громкость; 2) частота; 3) тембр; 4) высота тона.

51. Укажите связь между физическими и физиологическими характеристиками звука:

- 1) частоте соответствует высота тона;
2) гармоническому спектру – громкость;
3) интенсивности – громкость;
4) гармоническому спектру – тембр.

52. Предельное звуковое давление на барабанную перепонку, вызывающее ощущение боли, равно:

- 1) 100 Па; 2) 60 Па; 3) 10 Па; 4) 50 Па.

53. Интенсивность звука на пороге слышимости равна:

- 1) 10 Вт/м²; 2) 10⁻¹⁰ Вт/м²; 3) 10⁻⁶ Вт/м²; 4) 10⁻¹² Вт/м².

54. Укажите интенсивность, соответствующую болевому порогу:

- 1) 100 Вт/м²; 2) 10 Вт/м²; 3) 1000 Вт/м²; 4) 1 Вт/м².

55. Динамический диапазон слышимости уха человека (отношение порога болевого ощущения к порогу слышимости) составляет:

- 1) 70 дБ; 2) 100 дБ; 3) 130 дБ; 4) 150 дБ.

56. Уровень интенсивности звука L относительно условного нулевого уровня определяется по формуле:

- 1) $L = \lg \frac{I}{I_0}$; 2) $L = 10 \lg \frac{I}{I_0}$; 3) $L = \lg \frac{I_0}{I}$; 4) $L = \lg \frac{2I}{I_0}$.

57. Уровень громкости в фонах на пороге слышимости для звука с частотой 1000 Гц равен:

- 1) 1 фон; 2) 0 фон; 3) 0,1 фон; 4) 0,01 фон.

58. Уровень громкости в фонах болевого порога для звука с частотой 1000 Гц равен:
1) 60 фон; 2) 100 фон; 3) 130 фон; 4) 90 фон.
59. При построении кривой равного уровня громкости, постоянной величиной является:
1) уровень громкости; 2) интенсивность звука;
3) звуковое давление; 4) частота.
60. Единицей измерения уровня интенсивности является:
1) Вт/м²; 2) децибел (дБ); 3) бел (Б); 4) фон.
61. Уровень интенсивности звука в децибелах равен уровню громкости в фонах на частоте:
1) 3000 Гц; 2) 1000 Гц; 3) 100 Гц; 4) 10000 Гц.
62. Указать уровень интенсивности звука, отношение интенсивности которого (I) к интенсивности на пороге слышимости (I₀) равно 100:
1) 10 дБ; 2) 20 дБ; 3) 1 дБ; 4) 100 дБ.
63. Ощущение звука вызывает минимальное давление на барабанную перепонку, равное:
1) 2·10⁻⁵ Па; 2) 2 Па; 3) 2·10⁻² Па; 4) 2·10⁻³ Па.
64. Какая частота соответствует основной гармонике в акустическом спектре сложного звука:
1) наибольшая; 2) наименьшая; 3) средняя; 4) все ответы неверны.
65. Аудиометрия – это метод, с помощью которого определяют:
1) порог слухового ощущения на различных частотах;
2) диапазон частот, воспринимаемых ухом человека;
3) спектральный состав звука;
4) интенсивность воспринимаемого ухом человека звука.
66. Звуковыми методами диагностики в клинике являются:
1) перкуссия; 2) аускультация;
3) фонокардиография; 4) энцефалография.
67. Для регистрации тонов и шумов сердца используется прибор:
1) аудиометр; 2) кардиограф;
3) кардиостимулятор; 4) фонокардиограф.
68. Звук полностью перейдет из первой среды во вторую, если:
1) $\rho_1 \vartheta_1 > \rho_2 \vartheta_2$; 2) $\rho_1 \vartheta_1 < \rho_2 \vartheta_2$; 3) $\rho_1 \vartheta_1 = \rho_2 \vartheta_2$; 4) $\frac{\rho_1 \vartheta_1}{\rho_2 \vartheta_2} = 1$.
69. Укажите диапазон ультразвуковых колебаний:
1) до 20 Гц; 2) 20 – 2000 Гц; 3) 20 – 20000 Гц; 4) 20 кГц – 10¹⁰ Гц.
70. Назовите физические явления, используемые для получения ультразвука:
1) прямой пьезозффект; 2) обратный пьезозффект;
3) эффект Доплера; 4) магнитострикция.
71. Укажите, почему ультразвук легко сфокусировать:
1) имеет малую длину волны; 2) имеет большую длину волны;
3) обладает большой скоростью; 4) преломляется на границе раздела сред.
72. Укажите общие характеристики для ультразвука и звука слышимого диапазона:
1) механическая продольная волна;
2) механическая поперечная волна;
3) скорости распространения одинаковы;
4) одинаковые длины волн.

73. Укажите основные действия ультразвука на организм человека:
- 1)* механическое;
 - 2)* тепловое;
 - 3)* физико-химическое;
 - 4)* электрическое.
74. Укажите первичный механизм ультразвуковой терапии:
- 1)* механическое действие;
 - 2)* тепловое действие;
 - 3) ионизация и диссоциация молекул;
 - 4) резонансные явления в тканях организма.
75. Кавитация – это явление, возникающее в среде при прохождении ультразвука, если:
- 1) среда обладает малой плотностью;
 - 2)* УЗ имеет большую интенсивность;
 - 3) УЗ имеет малую интенсивность;
 - 4) среда имеет большую температуру.
76. Обратный пьезоэлектрический эффект, используемый для получения ультразвука – это механическая деформация пьезокристалла под действием:
- 1) механической силы;
 - 2) переменного магнитного поля;
 - 3) постоянного электрического поля;
 - 4)* переменного электрического напряжения.
77. Назовите условие получения максимальной интенсивности ультразвука:
- 1) собственная частота пьезоизлучателя больше частоты генератора;
 - 2) собственная частота пьезоизлучателя меньше частоты генератора;
 - 3)* равенство частот генератора и пьезоизлучателя;
 - 4) частота генератора не влияет на интенсивность ультразвука.
78. Отражение ультразвука на границе двух сред зависит от:
- 1) соотношения их плотностей;
 - 2)* соотношения волновых сопротивлений (ρv);
 - 3) соотношения скоростей распространения УЗ в средах;
 - 4) температуры сред.
79. К ультразвуковой диагностике относятся:
- 1)* эхоэнцефалография;
 - 2)* ультразвуковая кардиография;
 - 3)* ультразвуковая локация;
 - 4) тепловое действие ультразвука.
80. Волновое сопротивление среды (ω) – это:
- 1) $\omega = \rho c$;
 - 2)* $\omega = \rho v$;
 - 3) $\omega = \rho / v$;
 - 4) $\omega = v / \rho$.
81. Ультразвуковая локация основана на:
- 1) дифракции ультразвука на неоднородных включениях;
 - 2)* отражении ультразвука на границе среды с большим волновым сопротивлением;
 - 3) поглощении ультразвука неоднородным включением;
 - 4) поглощении ультразвука однородной средой, окружающей неоднородное включение.
82. Эхоэнцефалография – это:
- 1) измерение размеров сердца в динамике;
 - 2) воздействие на пациента импульсным ультразвуком;
 - 3)* определение опухолей головного мозга при импульсной ультразвуковой локации;
 - 4) воздействие на пациента УЗ большой мощности.

83. К механическому действию ультразвука на биологические объекты относятся:
- 1)* микровибрация на маточном и субматочном уровнях;
 - 2)* микромассаж тканевых структур;
 - 3)* разрушение биомакромолекул, клеток, микроорганизмов;
 - 4) изменение проницаемости клеточных мембран.
84. Кавитация при распространении ультразвука в среде – это:
- 1) чередование в среде положительного и отрицательного давления;
 - 2) нагревание среды;
 - 3)* разрыв сплошной жидкости и образование микрополостей;
 - 4) нагревание среды ультразвуком.
85. При ультразвуковой терапии выполняются следующие требования:
- 1) головка излучателя располагается на некотором расстоянии от поверхности тела пациента;
 - 2) головка излучателя касается поверхности тела пациента;
 - 3) головка излучателя периодически касается поверхности тела пациента;
 - 4)* на поверхность тела наносится слой масла, головка излучателя плотно касается поверхности тела.
86. Коэффициент отражения ультразвука на границе раздела двух сред с волновыми сопротивлениями ω_1 и ω_2 будет равен нулю, если:
- 1) $\omega_1 > \omega_2$;
 - 2) $\omega_2 > \omega_1$;
 - 3)* $\omega_1 = \omega_2$;
 - 4) $\omega_1 = 2\omega_2$.
87. Указать громкость звука, уровень интенсивности которого 60 дБ, а частота 1000 Гц:
- 1)* 60 фон;
 - 2) 30 фон;
 - 3) 120 фон;
 - 4) 6 фон.

3. Гидродинамика и гемодинамика.

1. Указать условия, при которых было выведено уравнение Бернулли:
 - 1)* жидкость несжимаема;
 - 2)* жидкость идеальная;
 - 3)* стационарное течение жидкости;
 - 4) жидкость ньютоновская.
2. Указать выражения, соответствующие условию неразрывности среды:
 - 1)* $S_1 v_1 = S_2 v_2$;
 - 2) $S_1 v_2 = S_2 v_1$;
 - 3) $S_1 v_1 > S_2 v_2$;
 - 4)* $\frac{S_2}{S_1} = \frac{v_1}{v_2}$.
3. Стационарное течение жидкости – это течение, при котором:
 - 1)* скорость частиц жидкости в каждой точке потока не изменяется с течением времени;
 - 2) скорость течения во всех точках потока одинакова;
 - 3) скорость частиц жидкости в каждой точке потока изменяется с течением времени;
 - 4) скорость потока в любой точке поперечного сечения трубы остается постоянной.
4. Указать выражение, которое является уравнением Бернулли:
 - 1)* $p + \rho gh + \frac{\rho v^2}{2} = \text{const}$;
 - 2) $p + \rho gh = \frac{\rho v^2}{2}$;
 - 3) $p - \frac{\rho v^2}{2} = \rho gh$;
 - 4) $\Delta p = \frac{2\alpha}{R}$.

5. Для горизонтальных трубок уравнение Бернулли имеет вид:

- 1) $p_{ст} + \rho gh = \text{const}$; 2) $p_{ст} - \frac{\rho g^2}{2} = \text{const}$;
 3) $p_{ст} - \frac{\rho g^2}{2} = \rho gh$; 4) $p_{ст} + \frac{\rho g^2}{2} = \text{const}$.

6. Динамическое давление определяется по формуле:

- 1) $p_{дин} = \frac{\rho g^2}{2}$; 2) $p_{дин} = \frac{\rho g^2}{2} + \rho gh$;
 3) $p_{дин} = \frac{\rho g}{2}$; 4) $p_{дин} = p_{ст} + \rho gh$.

7. Указать, как изменится динамическое давление в стационарном потоке, если сечение горизонтальной трубы уменьшится в 2 раза:

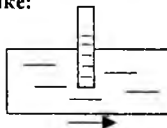
- 1) останется постоянным; 2) увеличится в 2 раза;
 3) уменьшится в 2 раза; 4) увеличится в 4 раза.

8. Давление в СИ измеряется в единицах:

- 1) $\frac{Н}{м^2}$; 2) Па; 3) $\frac{Дж}{м^2}$; 4) Па·с.

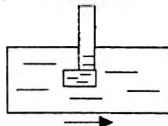
9. Указать, какое давление в потоке жидкости можно измерить манометрической трубкой, показанной на рисунке:

- 1) динамическое;
 2) статическое;
 3) полное;
 4) гидростатическое.



10. С помощью манометрической трубки показанной на рисунке можно измерить давление:

- 1) статическое;
 2) динамическое;
 3) полное;
 4) гидростатическое.



11. Всасывающее действие струи используется в:

- 1) водоструйных насосах; 2) медицинских ингаляторах;
 3) пульверизаторах; 4) механических поршневых насосах.

12. Уравнением Ньютона для внутреннего трения является:

- 1) $\frac{\rho g^2}{2} + p = \text{const}$; 2) $R = \frac{2\eta g}{\eta}$; 3) $F = \eta S \frac{dg}{dr}$; 4) $F = ma$.

13. Вязкость жидкости измеряется в:

- 1) $\frac{Н}{м^2 \cdot с}$; 2) $\frac{Н \cdot с}{м^2}$; 3) Па·с; 4) $\frac{кг}{м \cdot с}$.

14. Указать точное определение смысла величины S в уравнении Ньютона

$$F = \eta S \frac{dg}{dr}$$

- 1) площадь поперечного сечения движущихся слоев;
 2) площадь соприкосновения трущихся слоев;
 3) суммарная площадь всех соприкасающихся слоев;
 4) площадь двух соприкасающихся слоев.

15. Вязкость можно определить по формуле:

$$1) \eta = F_{\text{тп}} \cdot S \cdot \frac{d\theta}{dr}; \quad 2) \eta = \frac{F_{\text{тп}}}{S} \cdot \frac{d\theta}{dr}; \quad 3) \eta = F_{\text{тп}} \cdot S \cdot \frac{dr}{d\theta}; \quad 4) \eta = \frac{F_{\text{тп}}}{S} \cdot \frac{dr}{d\theta}.$$

16. Объем жидкости, протекающей через поперечное сечение трубы за 1 секунду, определяется по формуле Пуазейля:

$$1) V = \frac{\pi R^4 \Delta P}{8\eta \ell}; \quad 2) V = \frac{\pi R^2 \Delta P}{8\eta \ell}; \quad 3) V = \frac{\pi R^4 \Delta P}{4\eta \ell}; \quad 4) V = \frac{\pi R^2 \Delta P}{4\eta \ell}.$$

17. Укажите соотношение между единицами измерения вязкости Па·с и Пуазом (П):

$$1) 1 \text{ Па} \cdot \text{с} = 0,1 \text{ П}; \quad 2) 1 \text{ Па} \cdot \text{с} = 10 \text{ П}; \quad 3) 1 \text{ П} = 10 \text{ Па} \cdot \text{с}; \quad 4) 1 \text{ П} = 0,1 \text{ Па} \cdot \text{с}.$$

18. К ньютоновским жидкостям относятся:

- 1) вода; 2) низкомолекулярные соединения;
3) суспензии; 4) расплавленные металлы и сплавы; 5) кровь.

19. Относительная вязкость жидкости измеряется:

$$1) \text{ Па} \cdot \text{с}; \quad 2) \text{ Пуаз (П)}; \quad 3) \text{ безразмерная величина}; \quad 4) \frac{\text{Н} \cdot \text{с}}{\text{м}^2}.$$

20. Гидравлическое сопротивление определяется по формуле:

$$1) \omega = \frac{8\eta \ell}{\pi R^4}; \quad 2) R = R_0(1 + \alpha t); \quad 3) R = R_1 + R_2 + R_3; \quad 4) R = \rho \frac{\ell}{S}.$$

21. Вязкость жидкости измеряется:

- 1) барометрами; 2) манометрами;
3) ареометрами; 4) вискозиметрами.

22. К неньютоновским жидкостям относятся:

- 1) вода; 2) кровь;
3) суспензии; 4) эмульсии; 5) расплавленные металлы.

23. Указать, как изменится гидравлическое сопротивление, если радиус сосуда уменьшится в 2 раза:

- 1) уменьшится в 2 раза; 2) увеличится в 2 раза;
3) увеличится в 16 раз; 4) увеличится в 4 раза.

24. Внутреннее трение в жидкости – это сила:

- 1) действующая на единицу площади; 2) молекулярного давления;
3) возникающая на поверхности жидкости; 4) возникающая между движущимися слоями.

25. Указать относительную вязкость крови в норме:

- 1) 4,2 – 6; 2) 2 – 3; 3) 15 – 20; 4) 10 – 15.

26. Если в жидкости при переходе из сечения S_1 в сечение S_2 характер течения изменился с ламинарного на турбулентный, то:

- 1) сечение уменьшилось; 2) скорость течения уменьшилась;
3) возросла динамическая вязкость; 4) скорость течения увеличилась.

27. При увеличении температуры ньютоновской жидкости, ее динамическая вязкость:

- 1) увеличивается;
2) уменьшается;
3) не изменяется;
4) на одних температурных интервалах уменьшается, на других увеличивается.

28. Для ньютоновской жидкости факторами, определяющими коэффициент вязкости, являются:

- 1) температура; 2) природа жидкости;
3) давление; 4) скорость течения.

29. Число Рейнольдса зависит от следующих величин:
- 1) скорости течения;
 - 2) температуры;
 - 3) плотности жидкости;
 - 4) радиуса трубы;
 - 5) вязкости жидкости.
30. Характерными признаками турбулентного течения являются:
- 1) в потоке развиваются вихри;
 - 2) местное изменение давления;
 - 3) колебательное движение частиц;
 - 4) звуковые явления;
 - 5) повышение температуры.
31. Указать значение числа Рейнольдса (Re), при котором движение будет ламинарным:
- 1) $Re > 2000$;
 - 2) $Re < 2000$;
 - 3) $Re > 3000$;
 - 4) Re находится в интервале 2000 – 3000.
32. Ударным объемом называется:
- 1) объем крови, выбрасываемый левым желудочком в аорту в процессе систолы;
 - 2) объем крови, протекающей через поперечное сечение сосуда в единицу времени;
 - 3) объем левого желудочка;
 - 4) объем крови, выбрасываемый правым желудочком в легочную артерию.
33. Объем крови, выбрасываемый левым желудочком в аорту при одном сокращении у человека, находящегося в состоянии покоя, равен:
- 1) 20 мл;
 - 2) 60 мл;
 - 3) 40 мл;
 - 4) 100 мл.
34. Плотность крови равна:
- 1) $1,05 \frac{г}{см^3}$;
 - 2) $1,1 \frac{г}{см^3}$;
 - 3) $1,5 \frac{г}{см^3}$;
 - 4) $1,15 \frac{г}{см^3}$.
35. Указать, какую часть от работы левого желудочка составляет работа правого желудочка:
- 1) 0,5;
 - 2) 0,2;
 - 3) 0,3;
 - 4) 0,1.
36. Указать, как изменится гидравлическое сопротивление одного из мелких кровеносных сосудов разветвленной системы при его сужении:
- 1) увеличится;
 - 2) уменьшится;
 - 3) не изменится.
37. При сужении одного из мелких сосудов разветвленной системы, объемная скорость кровотока в нем:
- 1) увеличится;
 - 2) уменьшится;
 - 3) не изменится.
38. При движении крови по сосудам форменные элементы:
- 1) концентрируются в центральной части потока;
 - 2) концентрируются вдоль стенок сосуда;
 - 3) равномерно распределены по всему объему сосуда.
39. Укажите правильное распределение скорости частиц жидкости в сечении трубы:
- 1) скорость максимальна вдоль оси трубы;
 - 2) скорость минимальна вдоль стенок трубы;
 - 3) скорость минимальна вдоль оси трубы;
 - 4) скорость одинакова по всему сечению трубы.
40. Указать примерно во сколько раз суммарное сечение капилляров превосходит сечение аорты:
- 1) 600;
 - 2) 1000;
 - 3) 100;
 - 4) 300.
41. Скорость кровотока в аорте, когда человек находится в состоянии покоя, примерно равна:
- 1) $0,5 \frac{м}{с}$;
 - 2) $0,2 \frac{м}{с}$;
 - 3) $1 \frac{м}{с}$;
 - 4) $0,1 \frac{м}{с}$.

4. Электродинамика.

- Эквипотенциальные линии – это линии:
 - совпадающие с линиями напряженности электрического поля;
 - линии одинакового потенциала;
 - линии одинаковой напряженности;
 - линии, соединяющие два заряда.
- Напряженность электрического поля определяется по формуле:
 - $E = \frac{A}{q}$;
 - $E = \frac{F}{q}$;
 - $E = Fq$;
 - $E = Aq$.
- Единицей напряженности электрического поля является:
 - В;
 - В·М;
 - $\frac{В}{М}$;
 - $\frac{Н}{Кл}$.
- Потенциал в любой точке поля в вакууме для точечного заряда определяется по формуле:
 - $\varphi = \frac{q}{4\pi\epsilon_0 r}$;
 - $\varphi = \frac{q}{4\pi\epsilon r}$;
 - $\varphi = \frac{q}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r}$;
 - $\varphi = \frac{q}{4\pi r^2}$.
- Между напряженностью и изменением потенциала существует зависимость:
 - $E = -\frac{dl}{d\varphi}$;
 - $E = -d\varphi \cdot dl$;
 - $E = -\frac{d\varphi}{dl}$;
 - $d\varphi = -\frac{E}{dl}$.
- Дипольный момент P зарядового диполя определяется по формуле:
 - $p = Eq$;
 - $p = ql$;
 - $p = Jl$;
 - $p = El$.
- Напряженность поля точечного заряда в вакууме определяется по формуле:
 - $E = \frac{q}{4\pi\epsilon_0 r^2}$;
 - $E = \frac{q}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r^2}$;
 - $E = \frac{q}{4\pi r}$;
 - $E = \frac{q}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r}$.
- Единицей потенциала (разности потенциалов) является:
 - Кл;
 - В;
 - $\frac{Дж}{Кл}$;
 - $\frac{В}{м}$.
- Дипольный момент p зарядового диполя направлен:
 - от плюса к минусу;
 - от минуса к плюсу;
 - перпендикулярно к плечу диполя;
 - под острым углом к плечу диполя.
- Вращающий момент, действующий на электрический диполь в электрическом поле равен:
 - $M = pE \cdot \cos\alpha$;
 - $M = pE \cdot \sin\alpha$;
 - $M = Eq \cdot \cos\alpha$;
 - $M = Eq \cdot \sin\alpha$.
- Разность потенциалов определяется по формуле:
 - $U = \frac{F}{q}$;
 - $U = \frac{A}{q}$;
 - $U = Fq$;
 - $U = Aq$.
- Положительными зубцами на электрокардиограмме являются зубцы:
 - P ;
 - Q ;
 - R ;
 - T ;
 - S .
- Единицей заряда является:
 - В;
 - В·м;
 - Кл;
 - Кл·с.

14. Напряженность в точке А на оси диполя определяется по формуле:

$$1) \text{ } E_A = \frac{2p}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r^3}; \quad 2) \text{ } E = \frac{p}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r^3};$$

$$3) \text{ } E_A = \frac{2p}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r^2}; \quad 4) \text{ } E_A = \frac{2p}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r}.$$

15. Отрицательными зубцами на электрокардиограмме являются зубцы:

- 1) Р; 2) Q; 3) R; 4) S; 5) Т.

16. При прохождении тока через биологические ткани уменьшение тока во времени обусловлено:

- 1) нагреванием биологических тканей;
2) явлением поляризации;
3) возрастанием электропроводности кожи;
4) уменьшением межклеточных промежутков.

17. Указать, какой из зубцов на ЭКГ имеет максимальный потенциал:

- 1) Р; 2) Q; 3) R; 4) S; 5) Т.

18. Второе отведение ЭКГ – это разность потенциалов между электродами, расположенными на:

- 1) ЛР-ЛН; 2) PR-ЛН; 3) PR-ПН; 4) PR-ЛР.

19. ЭКГ – это функциональная зависимость:

- 1) $U = f(J)$; 2) $J = f(R)$; 3) $U = f(t)$; 4) $U = f(q)$.

20. Третье отведение ЭКГ – это разность потенциалов между электродами, расположенными на:

- 1) ЛР-ЛН; 2) PR-ЛР; 3) PR-ЛН; 4) ПН-ЛН.

21. Первое отведение ЭКГ – это разность потенциалов между электродами, расположенными на:

- 1) PR-ЛН; 2) PR-ЛР; 3) ЛР-ЛН; 4) ЛН-ЛР.

22. Электромиография – это диагностический метод, основанный на регистрации потенциалов:

- 1) сердца; 2) мышц;
3) мозга; 4) сетчатки глаза.

23. Линии напряжённости электрического поля пересекаются с эквипотенциальными линиями:

- 1) под острым углом;
2) под прямым углом;
3) под тупым углом;
4) угол может быть любым.

24. Потенциал в точке А на оси зарядового диполя определяется по формуле:

$$1) \text{ } U_A = \frac{2P}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r^2}; \quad 2) \text{ } U_A = \frac{P}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r^2};$$

$$3) \text{ } U_A = \frac{2P}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r}; \quad 4) \text{ } U_A = \frac{2P}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r^3}.$$

25. Электроретинография – это диагностический метод, основанный на регистрации потенциалов:

- 1) сердца; 2) мышц; 3) головного мозга; 4) сетчатки глаза.

26. Потенциал поля токового диполя в любой точке А определяется по формуле:

$$1) U = \frac{D}{4\pi^2} \cos \alpha_A; \quad 2) U = \frac{Dp}{4\pi^2} \cos \alpha_A;$$

$$3) U = \frac{Dp}{4\pi} \cos \alpha_A; \quad 4) U = \frac{Dp}{4\pi^2}.$$

27. Векторэлектрокардиография – это запись:

- 1) изменение величины потенциала сердца от времени;
- 2) траектории конца вектора D в проекции на одну из плоскостей;
- 3) изменение величины вектора D от времени;
- 4) ни один из ответов неверен.

28. Электрический дипольный момент токового диполя определяется по формуле:

$$1) D = ql; \quad 2) D = JI; \quad 3) D = El; \quad 4) D = Jq.$$

29. Указать последовательность зубцов в ЭКГ:

$$1) PQRST; \quad 2) PRQST; \quad 3) PQSTR; \quad 4) PTRSQ.$$

30. Электроэнцефалография – это диагностический метод, основанный на записи биопотенциалов:

$$1) сердца; \quad 2) головного мозга; \quad 3) мышц; \quad 4) сетчатки глаза.$$

31. При электрофорезе ионы лекарственного вещества вводят:

- 1) с одноименного по знаку электрода;
- 2) с противоположного по знаку электрода;
- 3) с обоих одновременно;
- 4) с обоих поочередно.

32. Первичное действие постоянного тока на организм связано с:

- 1) движением и разделением ионов, изменением их концентрации в разных элементах ткани;
- 2) выделением тепла в тканях;
- 3) раздражающим и прижигающим действием продуктов электролиза, образующихся на электродах;
- 4) торможением деятельности клеток.

33. Лекарственный электрофорез – это метод лечебного воздействия, в основе которого лежит:

- 1) действие на организм переменного тока и вводимого с его помощью лекарственного вещества;
- 2) введение лекарственного вещества с помощью постоянного магнитного поля;
- 3) введение лекарственного вещества под действием импульсных токов;
- 4) действие на организм постоянного тока и вводимого с его помощью лекарственного вещества.

34. Напряжение в цепи переменного тока только с активным сопротивлением:

- 1) отстает по фазе от силы тока на $\pi/2$;
- 2) совпадает по фазе с силой тока;
- 3) опережает по фазе силу тока на $\pi/2$;
- 4) ни один из ответов не верен.

35. Напряжение в цепи переменного тока с индуктивным сопротивлением ($R=0$):

- 1) отстает по фазе от силы тока на $\pi/2$;
- 2) совпадает по фазе с силой тока;
- 3) опережает по фазе силу тока на $\pi/2$;
- 4) опережает по фазе силу тока на π .

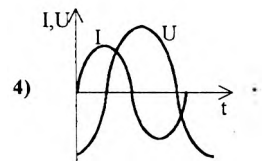
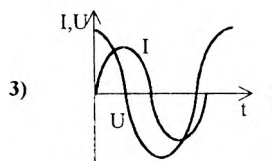
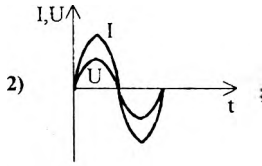
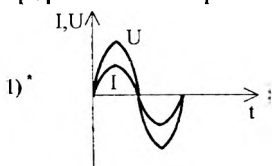
36. Эффективное (действующее) значение переменного тока связано с амплитудным значением силы тока соотношением:

1) $J_{\text{Эф}} = J_m \cdot \sqrt{2}$; 2) $J_{\text{Эф}} = \frac{J_m}{\sqrt{2}}$; 3) $J_m = \frac{J_{\text{Эф}}}{\sqrt{3}}$; 4) $J_{\text{Эф}} = \frac{J_m}{\sqrt{3}}$.

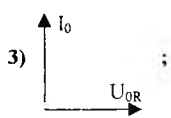
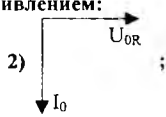
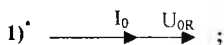
37. Указать связь между частотой и периодом:

1) $\nu = 2\pi T$; 2) $\nu = \frac{2\pi}{T}$; 3) $\nu = \frac{\pi}{T}$; 4) $\nu = \frac{2\pi}{T^2}$.

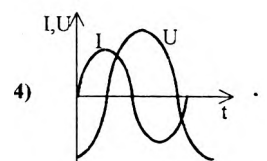
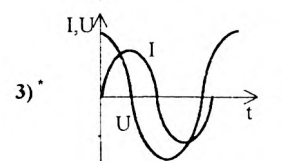
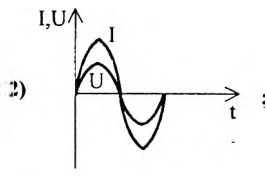
38. Омическому сопротивлению в цепи переменного тока соответствуют графики тока и напряжения:



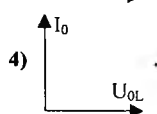
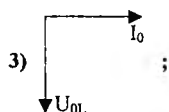
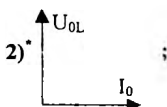
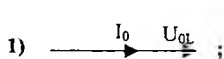
39. Указать векторную диаграмму амплитудных значений тока и напряжения для цепи с омическим сопротивлением:



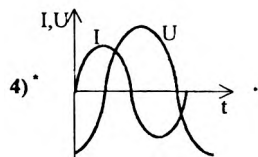
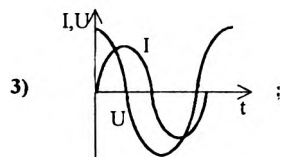
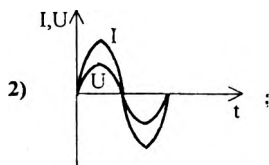
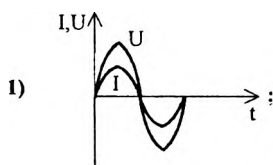
40. Индуктивному сопротивлению в цепи переменного тока соответствуют графики тока и напряжения:



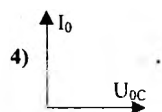
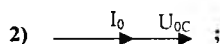
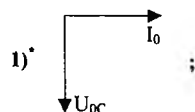
41. Указать векторную диаграмму амплитудных значений тока и напряжения для цепи с индуктивным сопротивлением:



42. Емкостному сопротивлению в цепи переменного тока соответствуют графики тока и напряжения:



43. Указать векторную диаграмму амплитудных значений тока и напряжения для цепи с емкостным сопротивлением:



44. Напряжение в цепи переменного тока с емкостью:

- 1) * отстает по фазе на $\pi/2$;
- 2) опережает по фазе на $\pi/2$;
- 3) совпадает по фазе с переменным током;
- 4) отстает по фазе на π .

45. В цепи переменного тока последовательно включены активное, индуктивное и емкостное сопротивление. Импеданс цепи определяется при этом по формуле:

$$1) Z = \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2}; \quad 2) Z = \sqrt{R^2 + \left(\omega L + \frac{1}{\omega C}\right)^2};$$

$$3) Z = \sqrt{R^2 - \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2}; \quad 4) Z = \sqrt{R^2 + \left(\frac{1}{\omega L} - \omega C\right)^2}.$$

46. Импеданс тканей – это:

- 1) полное сопротивление тканей организма по переменному току, обусловленное омическим и емкостным сопротивлением;
- 2) емкостное сопротивление тканей, обусловленное их структурой;
- 3) последовательное соединение индуктивного, активного и емкостного сопротивлений;
- 4) параллельное соединение активного, индуктивного и емкостного сопротивлений.

47. Реография – это диагностический метод, основанный на:

- 1) регистрации импеданса тканей;
- 2) регистрации биопотенциалов сердца;
- 3) регистрации изменения импеданса тканей при изменении кровенаполнения сосудов;
- 4) регистрации изменения электропроводности тканей.

48. Реоэнцефалография – это:

- 1) регистрация импеданса тканей;
- 2) метод регистрации изменения импеданса мышечной ткани, обусловленного кровенаполнением сосудов;
- 3) регистрации изменения электропроводности тканей;
- 4) исследование мозгового кровообращения методом измерения импеданса.

49. Ткани организма обладают сопротивлением:

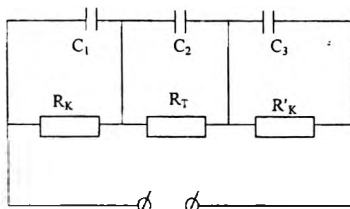
- 1) индуктивным;
- 2) емкостным;
- 3) омическим;
- 4) всеми перечисленными сопротивлениями.

50. Импеданс тканей организма определяется по формуле:

$$1) Z = \sqrt{R_T^2 + \left(\frac{1}{\omega C}\right)^2}; \quad 2) Z = \sqrt{R_T^2 + (\omega L)^2};$$

$$3) Z = \sqrt{R_T + \left(\frac{1}{\omega C}\right)^2}; \quad 4) Z = \sqrt{R + (\omega L)^2}.$$

51. Укажите элементы эквивалентной схемы живой ткани (см. рис.) при прохождении через нее переменного тока:

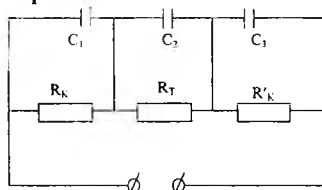


- 1) R_K, C_2, R'_K ;
- 2) C_1, C_2, C_3 ;
- 3) C_1, C_2, R_T, C_3 ;
- 4) R_K, R_T, R'_K .

52. Методом вольтметра и амперметра определяют:
- 1) ЭДС поляризации;
 - 2) диэлектрическую проницаемость биологических тканей;
 - 3) электропроводность тканей для постоянного тока;
 - 4) количество теплоты, выделяющееся в ткани.
53. При гальванизации используют следующие значения токов и напряжений:
- 1) постоянный ток до 5 мА и напряжением до 80 В;
 - 2) переменный ток до 80 мА с напряжением до 50 В;
 - 3) постоянный ток до 50 мА с напряжением до 80 В;
 - 4) переменный ток до 5 мА с напряжением до 50 В.
54. Внутри организма ток распространяется:
- 1) вдоль силовых линий между электродами;
 - 2) по наикратчайшему пути между электродами;
 - 3) по пути наименьшего сопротивления: межклеточным пространствам, мышцам, кровеносным сосудам;
 - 4) по кратчайшему пути вдоль костной и сухожильной тканей.
55. Аппарат гальванизации это:
- 1) однополупериодный выпрямитель;
 - 2) усилитель;
 - 3) двухполупериодный выпрямитель;
 - 4) генератор.
56. В состав простейшего сглаживающего фильтра аппарата гальванизации входят:
- 1) потенциометр;
 - 2) дроссель;
 - 3) диод;
 - 4) электролитический конденсатор.
57. При гальванизации используется плотность тока:
- 1) 0,1 мА/см²;
 - 2) 10 мА/см²;
 - 3) 1 мА/см²;
 - 4) 50 мА/см².
58. При пропускании постоянного тока через живую ткань при гальванизации на положительном электроде образуется:
- 1) HCl;
 - 2) KCl;
 - 3) NaOH;
 - 4) NaCl.
59. При пропускании постоянного тока через живую ткань при гальванизации на отрицательном электроде образуется:
- 1) HCl;
 - 2) KCl;
 - 3) NaOH;
 - 4) NaCl.
60. При воспалительных процессах электропроводность живой ткани:
- 1) уменьшается;
 - 2) увеличивается;
 - 3) не изменяется;
 - 4) после включения тока увеличивается, а затем уменьшается.
61. При пропускании постоянного тока через живую ткань сила тока после включения:
- 1) увеличивается;
 - 2) уменьшается;
 - 3) остаётся постоянной;
 - 4) вначале уменьшается, а затем остаётся постоянной.
62. Сглаживающий фильтр в аппарате гальванизации:
- 1) выпрямляет ток;
 - 2) сглаживает пульсацию выпрямленного тока;
 - 3) изменяет направление постоянного тока;
 - 4) уменьшает амплитуду переменного тока.

63. Укажите элементы эквивалентной схемы живой ткани (см. рис.) при прохождении постоянного тока через ткани:

- 1) R_K, C_2, R'_K ;
- 2) C_1, C_2, C_3 ;
- 3) C_1, C_2, R_T, C_3 ;
- 4) R_K, R_T, R'_K .



64. Что означает выражение «Соблюдать полярность» при лекарственном электрофорезе:

- 1) вводить все лекарственные вещества с положительного полюса;
- 2) вводить все лекарственные вещества с отрицательного полюса;
- 3) $^+$ положительные ионы вводить с положительного полюса;
- 4) $^+$ отрицательные ионы вводить с отрицательного полюса.

65. Магнитный момент контура с током определяется по формуле:

- 1) $P_m = \frac{1}{2} h$;
- 2) $^+ P_m = IS$;
- 3) $P_m = \frac{1}{2} e g r$;
- 4) $P_m = m_e g r$.

66. Единицей измерения магнитной индукции является:

- 1) Вебер (Вб);
- 2) Ампер на метр (А/м);
- 3) $^+$ Тесла (Тл);
- 4) Генри на метр (Гн/м).

67. При внесении парамагнетика в магнитное поле с индуктивностью \vec{B} , вектор намагничивания \vec{I} направлен:

- 1) $^+$ вдоль вектора \vec{B} (совпадает);
- 2) противоположно вектору \vec{B} ;
- 3) перпендикулярно вектору \vec{B} ;
- 4) может иметь любое направление.

68. Вертикальная составляющая магнитного поля Земли:

- 1) на экваторе максимальна;
- 2) $^+$ на экваторе равна нулю;
- 3) $^+$ на полюсах максимальна;
- 4) на полюсах равна нулю.

69. Поток магнитной индукции \vec{B} через площадку S определяется по формуле:

- 1) $^+ \Phi = B \cdot S \cos \alpha$;
- 2) $\Phi = B \cdot S \sin \alpha$;
- 3) $\Phi = \frac{B}{S} \cos \alpha$;
- 4) $\Phi = \frac{B}{S} \sin \alpha$.

70. Ткани организма обладают:

- 1) $^+$ диамагнитными свойствами;
- 2) ферромагнитными свойствами;
- 3) парамагнитными свойствами;
- 4) не обладают магнитными свойствами.

71. При внесении диамагнетика в магнитное поле с индукцией \vec{B} , вектор намагничивания \vec{I} направлен:

- 1) совпадает с вектором \vec{B} ;
- 2) $^+$ противоположно вектору \vec{B} ;
- 3) перпендикулярно вектору \vec{B} ;
- 4) может иметь любое направление.

72. Магнитокардиограмма – это временная зависимость индукции магнитного поля для:

- 1) головного мозга;
- 2) $^+$ сердца;
- 3) сосудов;
- 4) всего организма.

73. Магнитная индукция определяется формулой:

- 1) $\vec{B} = \vec{I} \cdot S$;
- 2) $^+ \vec{B} = \frac{\vec{M}_{\max}}{I \cdot S}$;
- 3) $\vec{B} = \chi \vec{H}$;
- 4) $\vec{B} = \frac{\sum \vec{P}_m}{\Delta V}$.

74. Орбитальный магнитный момент электрона:

- 1) зависит от частоты вращения электрона;
- 2) не зависит от частоты вращения;
- 3) зависит от радиуса орбиты;
- 4) не зависит от радиуса орбиты.

75. Горизонтальная составляющая магнитного поля Земли:

- 1) на экваторе максимальна;
- 2) на экваторе равна нулю;
- 3) на полюсах максимальна;
- 4) на полюсах равна нулю.

76. Магнитокардиография – это метод регистрации:

- 1) электрокардиограммы при помещении пациента в постоянное магнитное поле;
- 2) электрокардиограммы при компенсации магнитного поля Земли;
- 3) магнитного поля биотоков сердца;
- 4) электрокардиограммы при помещении пациента в переменное магнитное поле.

77. Указать при каких методах высокочастотной терапии электроды накладываются на тело пациента:

- 1) УВЧ-терапия;
- 2) дарсонвализация;
- 3) диатермия;
- 4) индуктотермия.

78. Преимуществом электрохирургии является:

- 1) уменьшение болевых ощущений;
- 2) отсутствие инфицирования;
- 3) отсутствие болевых ощущений;
- 4) отсутствие кровотечения.

79. Рассечение тканей при электрохирургии происходит за счет:

- 1) механического воздействия заостренным электродом (активным) на ткань;
- 2) интенсивного парообразования в тканевой жидкости в области электрода;
- 3) искрового заряда;
- 4) прохождения тока через участок ткани.

80. Дарсонвализация – это:

- 1) лечение вихревыми токами, возникающими в тканях организма в переменном магнитном поле;
- 2) нагревание ткани ВЧ-токами;
- 3) нагревание ткани электрическим полем УВЧ;
- 4) лечение импульсными токами с частотой 200-500 кГц, напряжением 30 кВ, силой тока 15-20 мА.

81. Индуктотермия – это:

- 1) нагревание ткани токами высокой частоты;
- 2) лечение импульсными токами;
- 3) лечение с использованием электрического разряда;
- 4) лечение вихревыми токами, возникающими в тканях в переменном магнитном поле.

82. Диатермия – это:

- 1) нагревание тканей токами высокой частоты (1-1,5 МГц);
- 2) лечение импульсными токами высокой частоты;
- 3) лечение вихревыми токами, возникающими в тканях в переменном магнитном поле;
- 4) использование электрического разряда с лечебной целью.

83. УВЧ-терапия – это:

- 1) лечение импульсными токами высокой частоты;
- 2) лечение постоянным электрическим полем;
- 3) лечение электрическим полем ультравысокой частоты;
- 4) лечение переменным магнитным полем высокой частоты.

84. Количество теплоты, выделяемое в единице объема в единицу времени при индуктотермии, определяется по формуле:

$$1) q = E_{эф}^2 \gamma; \quad 2) q = j^2 \rho; \quad 3) q = E_{эф}^2 \epsilon \epsilon_0 \omega t g \delta; \quad 4) q = K \frac{B_{эф}^2 \omega^2}{\rho}.$$

85. Количество теплоты, выделяемое в единице объема ткани за единицу времени при диатермии, определяется по формуле:

$$1) q = E_{эф}^2 \gamma; \quad 2) q = j \rho; \quad 3) q = E_{эф}^2 \epsilon \epsilon_0 \omega t g \delta; \quad 4) q = K \frac{B_{эф}^2 \omega^2}{\rho}.$$

86. Количество теплоты, выделяемое в единице объема электролита за единицу времени при УВЧ-терапии, определяется по формуле:

$$1) q = E_{эф}^2 \gamma; \quad 2) q = E_{эф}^2 \epsilon \epsilon_0 \omega t g \delta; \quad 3) q = j^2 \rho; \quad 4) q = K \frac{B_{эф}^2 \omega^2}{\rho}.$$

87. Количество теплоты, выделяемое в единице объема диэлектрика за единицу времени при УВЧ-терапии, определяется по формуле:

$$1) q = E_{эф}^2 \gamma; \quad 2) q = E_{эф}^2 \epsilon \epsilon_0 \omega t g \delta; \quad 3) q = j^2 \rho; \quad 4) q = K \frac{B_{эф}^2 \omega^2}{\rho}.$$

88. От удельного сопротивления ткани зависит количество теплоты, которое выделяется при:

- 1) диатермии;
- 2) индуктотермии;
- 3) нагревании полем УВЧ проводников;
- 4) нагревании полем УВЧ диэлектриков.

89. При дарсонвализации используются импульсные токи с частотой:

- 1) 200-500 кГц;
- 2) 1-1,5 МГц;
- 3) 10-15 МГц;
- 4) 40-50 МГц.

90. От плотности тока зависит количество теплоты, выделяющееся в тканях при:

- 1) индуктотермии;
- 2) диатермии;
- 3) дарсонвализации;
- 4) нагревании полем УВЧ проводников.

91. Диагностическим методом является:

- 1) электрокардиография;
- 2) реография;
- 3) диатермокоагуляция;
- 4) дарсонвализация.

92. Процедура УВЧ-терапия проводится при:

- 1) настройки в резонанс терапевтического и анодного контуров;
- 2) совпадении частот терапевтического и анодного контуров;
- 3) условия, когда частота терапевтического контура больше частоты анодного;
- 4) условия, когда частота анодного контура больше частоты терапевтического.

93. При электрохирургии используется электрические токи с частотой:

- 1) 460 МГц;
- 2) 237 МГц;
- 3) 40,58 МГц;
- 4) 2 МГц.

94. При УВЧ-терапии используют электрическое поле с частотой:

- 1) 2 МГц;
- 2) 2375 МГц;
- 3) 40,58 МГц;
- 4) 460 МГц.

95. Мышцы и кровь нагреваются больше чем костные и жировые ткани при:

- 1) диатермии;
- 2) полем УВЧ;
- 3) индуктотермии;
- 4) микроволновой терапии.

96. Ткань непосредственно касается электродов при:

- 1) диатермии;
- 2) электрохирургии;
- 3) действии УВЧ;
- 4) дарсонвализации.

97. Из указанных методов терапевтическим является:

- 1) электрокардиография;
- 2) УВЧ-терапия;
- 3) миография;
- 4) реография.

98. При микроволновой терапии используют электромагнитные волны с частотой:

- 1) * 460 МГц;
- 2) 40,58 МГц;
- 3) * 2375 МГц;
- 4) 2 МГц.

99. Костные и жировые ткани нагреваются больше чем кровь и мышцы при:

- 1) микроволновой терапии;
- 2) диатермии;
- 3) индуктотермии;
- 4) * полем УВЧ.

100. Количество выделенной в тканях теплоты зависит от частоты поля при:

- 1) * индуктотермии;
- 2) нагревании полем УВЧ проводников;
- 3) * нагревании полем УВЧ диэлектриков;
- 4) * микроволновой терапии.

101. Указать метод высокочастотной электротерапии, при котором электроды не накладываются на тело человека:

- 1) * УВЧ-терапия;
- 2) диатермия;
- 3) * индуктотермия;
- 4) * дарсонвализация.

102. Импульсными токами пользуются при:

- 1) электрохирургии;
- 2) * дарсонвализации;
- 3) индуктотермии;
- 4) микроволновой терапии.

103. Вакуумные стеклянные электроды используются при:

- 1) электрохирургии;
- 2) * дарсонвализации;
- 3) индуктотермии;
- 4) микроволновой терапии.

104. Изменение ориентации молекул в тканях происходит при:

- 1) диатермии;
- 2) * УВЧ-терапии;
- 3) * микроволновой терапии;
- 4) дарсонвализации.

5. Физические процессы в биологических мембранах.

1. Указать, какую роль выполняют биологические мембраны в клетке:
 - 1)* обеспечивают механическую прочность;
 - 2)* ограничивают клетку от окружающей среды;
 - 3)* на мембране генерируются биопотенциалы;
 - 4)* выполняют ферментативные и рецепторные функции;
 - 5) выполняют механические функции.
2. Структурную основу любой биологической мембраны как целого составляет:
 - 1) биомолекулярный слой гликолипидов;
 - 2)* биомолекулярный слой фосфолипидов;
 - 3) биомолекулярный слой гликопротеинов;
 - 4) биомолекулярный слой белков.
3. Укажите свойства биологических мембран, свидетельствующие о наличии в них молекул белка:
 - 1)* растяжимость;
 - 2)* эластичность;
 - 3)* способность к сокращению;
 - 4) полупроницаемость.
4. Какие из перечисленных физических свойств мембраны определяет ее липидный компонент:
 - 1)* оптические;
 - 2)* электрические;
 - 3)* осмотические;
 - 4) упругие;
 - 5) механические.
5. Укажите причины, от которых зависит кристаллическое или жидко-сталическое состояние мембран:
 - 1)* изменения поверхностного натяжения на границе мембрана – окружающий раствор;
 - 2)* изменения поверхностного заряда;
 - 3)* температуры;
 - 4) давления.
6. Липидные слои в мембране связаны друг с другом силами:
 - 1) электростатического притяжения;
 - 2)* гидрофобного взаимодействия;
 - 3) поверхностного натяжения;
 - 4) гравитационными силами.
7. Укажите количественные соотношения в мембране молекул липидов и белков:
 - 1) молекул липидов меньше, чем белков;
 - 2) молекул белков меньше, чем липидов;
 - 3)* на 1 молекулу белка приходится 75-90 молекул липидов;
 - 4) молекулы липидов и белков находятся в мембране в равных количествах.
8. Изменение какого физического параметра в липидном слое мембраны резко сказывается на ее функционировании:
 - 1)* микровязкости;
 - 2) поверхностного натяжения;
 - 3) давления;
 - 4) температуры.
9. Гидрофобные концы липидных молекул в мембране направлены:
 - 1)* внутрь;
 - 2) наружу;
 - 3) расположены вдоль мембраны;
 - 4) расположены перпендикулярно друг к другу.
10. Липиды и белки в мембране связаны друг с другом силами:
 - 1)* электростатическими;
 - 2) поверхностного натяжения;
 - 3) гидрофобного взаимодействия;
 - 4) гравитационными.

11. Укажите последовательность расположения липидных и белковых слоёв в мембране по отношению к ее внешней поверхности (модель Даниэля-Давсона):
 1) липид-белок-липид-белок; 2) липид-липид-белок-белок;
 3) белок-липид-липид-белок; 4) белок-белок-липид-липид.
12. Мембраны функционирующих клеток находятся в следующих состояниях:
 1) жидком; 2) жидкокристаллическом;
 3) кристаллическом (гель-состояние); 4) аморфном.
13. Биологическая мембрана имеет толщину:
 1) 8-10 нм; 2) 10 А; 3) 10 мкм; 4) 0,1 мкм.
14. Удельная электрическая емкость:
 1) $0,5 \cdot 10^{-4} \frac{\Phi}{\text{м}^2}$; 2) $0,05 \frac{\text{мк}\Phi}{\text{м}^2}$; 3) $0,5 \cdot 10^{-6} \frac{\Phi}{\text{м}^2}$; 4) $0,5 \cdot 10^{-12} \frac{\Phi}{\text{м}^2}$.
15. Удельное сопротивление биологической мембраны примерно составляет:
 1) 10 Ом/м^2 ; 2) 1000 Ом/м^2 ; 3) 100 Ом/м^2 ; 4) 10^4 Ом/м^2 .
16. Укажите методы, с помощью которых можно определить подвижность фосфолипидных молекул в мембране:
 1) флуоресцентный анализ; 2) рентгено-структурный анализ;
 3) ЭПР; 4) ЯМР.
17. В чем заключается современная теория строения мембран:
 1) мембраны состоят из липидов;
 2) мембраны состоят из холестерина;
 3) мембраны состоят из белков;
 4) мембраны состоят из фосфолипидного двойного слоя, который пронизывают интегральные белки, а периферические расположены на поверхности.
18. Мембранный транспорт – это:
 1) способность мембран переносить воду;
 2) способность мембран переносить углеводы;
 3) перемещение веществ в клетку и из нее в окружающую среду;
 4) перемещение ионов из клетки.
19. Механизм простой диффузии состоит в переносе веществ:
 1) по градиенту концентрации;
 2) противоположно градиента концентрации;
 3) за счет энергии гидролиза АТФ;
 4) только через поры.
20. Указать уравнение Фика применительно к биологическим мембранам:
 1) $\Phi = -P(C_H - C_B)$; 2) $\Phi = D \frac{dC}{dX}$;
 3) $\Phi = P(C_H + C_B)$; 4) $\Phi = P(C_H - C_B)$.
21. Механизм активного транспорта состоит в переносе:
 1) с помощью двух циклов, в которых один цикл движет другим;
 2) через поры мембраны мелких ионов;
 3) через поры мембраны мелких незаряженных молекул;
 4) молекул и ионов по градиенту концентрации.
22. Перенос веществ при облегченной диффузии идет по сравнению с простой диффузией:
 1) в противоположную сторону; 2) быстрее;
 3) медленнее; 4) с такой же скоростью.

23. Молекулы валиномицина переносят через мембрану:

- 1) K^+ ; 2) Na^+ ; 3) Ca^{2+} ; 4) Cl^- .

24. Фильтрация воды через поры мембраны может быть описана уравнением:

- 1) Пуазейля $V = \frac{\pi r^4 (P_1 - P_2)}{8\eta l}$; 2) Фика $\Phi = D \frac{dC}{dx}$; 3) Лапласа $\Delta p = \frac{2\sigma}{R}$.

25. Укажите основные виды пассивного переноса веществ через мембрану:

- 1) простая диффузия;
2) облегченная диффузия;
3) фильтрация;
4) перенос против градиентов концентрации.

26. Облегченная диффузия происходит при участии:

- 1) подвижных молекул-переносчиков;
2) фиксированных молекул-переносчиков;
3) транспортной – АТФ-азы;
4) без участия молекул-переносчиков.

27. Фильтрацией называется движение:

- 1) движение ионов K^+ через поры в мембране;
2) движение молекул воды через поры в мембране;
3) анионов через поры в мембране;
4) ионов Na^+ через поры в мембране.

28. Активный перенос осуществляется за счет:

- 1) энергии АТФ;
2) градиента концентрации;
3) разности потенциалов;
4) разности давлений.

29. Перенос ионов через мембрану определяется:

- 1) градиентом концентрации;
2) разностью давлений;
3) действием электрического поля;
4) действием магнитного поля.

30. Концентрационный градиент – это:

- 1) $\frac{d\phi}{dx}$; 2) $\frac{dE}{dx}$; 3) $\frac{dC}{dx}$; 4) $\frac{d\Phi}{dx}$.

31. При работе калий-натриевого насоса переносятся:

- 1) $2K^+$ внутрь клетки и $3Na^+$ - наружу;
2) $3K^+$ внутрь клетки и $2Na^+$ - наружу;
3) $2Na^+$ внутрь клетки и $3K^+$ - наружу;
4) $2K^+$ внутрь клетки и $2Na^+$ -наружу.

32. При работе калий-натриевого насоса переносчик обладает свойством:

- 1) на внутренней поверхности мембраны к Na^+ ;
2) внутренней поверхности мембраны к K^+ ;
3) на внешней поверхности мембраны к Na^+ ;
4) на внешней поверхности к K^+ .

33. Мембранный потенциал обусловлен:

- 1) диффузией ионов в пространстве, окружающем клетку;
2) диффузией ионов через мембрану клетки;
3) повреждением мембраны клетки;
4) переносом электронов с одной молекулы на другую.

34. Биоэлектрический потенциал – это:

- 1) разность потенциалов между двумя точками наружной поверхности мембраны;
- 2) разность потенциалов между поверхностью мембраны и окружающей средой;
- 3) разность потенциалов между двумя точками внутренней поверхности мембраны;
- 4)* потенциал, сопровождающий все процессы жизнедеятельности организма, обусловленный неравномерным распределением ионов и связанный с метаболическими процессами.

35. Мембранный потенциал – это разность потенциалов между:

- 1) двумя точками наружной поверхности мембраны;
- 2) двумя точками внутренней поверхности мембраны;
- 3) поверхностью мембраны и окружающей средой;
- 4)* внутренней и наружной поверхностью клеточной мембраны.

36. Мембранная разность потенциалов ($\Delta\phi_m$) равна:

- 1)* $\Delta\phi_m = \phi_{\text{вн}} - \phi_{\text{нар}}$;
- 2) $\Delta\phi_m = \phi_{\text{нар}} - \phi_{\text{вн}}$;
- 3) $\Delta\phi_m = C_{\text{вн}} - C_{\text{н}}$;
- 4) $\Delta\phi_m = \frac{RT}{nF} \ln C$.

37. Потенциал покоя возникает в результате диффузии ионов:

- 1) K^+ , Na^+ ;
- 2) K^+ ;
- 3) K^+ , Cl^- ;
- 4)* K^+ , Na^+ , Cl^- .

38. В соответствии с формулой Нернста $\Delta\phi_m = -\frac{RT}{nF} \ln \frac{C_{\text{вн}}}{C_{\text{нар}}}$ определить знак

ϕ_m для калия, если его ионов в клетке примерно в 30 раз больше, чем вне ее:

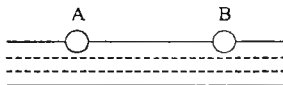
- 1) $\Delta\phi_m > 0$;
- 2)* $\Delta\phi_m < 0$;
- 3) $\Delta\phi_m = 0$.

39. Соотношение коэффициентов проницаемости ионов K^+ , Na^+ , Cl^- в аксоне кальмара в покое:

- 1)* 1 : 0,04 : 0,45;
- 2) 1 : 0,4 : 0,45;
- 3) 1 : 20 : 0,45;
- 4) 1 : 0,45 : 0,04.

40. В опытах на мышце лягушки Бернштейн нагревал, один конец целой неповрежденной мышцы (см. рис.). ($T_A > T_B$). Используя формулу Нернста, укажите направление тока на поверхности мышцы:

- 1)* ток течет от А к В;
- 2) ток течет от В к А;
- 3) тока не будет.



41. Определите мембранный потенциал при отношении концентраций K^+ снаружи и внутри клетки 1:1, если отношение $\frac{RT}{F} \approx 0,025 \text{ В}$:

- 1)* 0 мВ;
- 2) 1 мВ;
- 3) 25 мВ;
- 4) -25 мВ.

42. Мембранный потенциал зависит от:

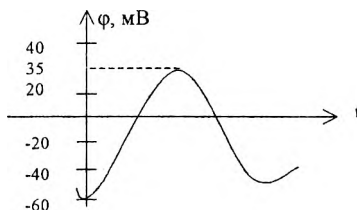
- 1)* температуры;
- 2) толщины мембраны;
- 3)* градиента концентрации ионов;
- 4) размеров ионов.

43. Определить, мембранный потенциал при соотношении $\frac{[K^+]_{\text{вн}}}{[K^+]_{\text{нар}}} = e$, если

выражение $\frac{RT}{F} \approx 0,025 \text{ В}$:

- 1) 0 мВ; 2) 1 мВ; 3) 25 мВ; 4) -0,025 В.
44. По формуле Гольдмана определяют:
- 1) потенциал покоя (стационарный);
 - 2) потенциал действия;
 - 3) скорость распространения потенциала действия по нервному волокну;
 - 4) поток ионов через мембрану.
45. Потенциал действия – это:
- 1) разность потенциалов между внутренней и наружной поверхностями мембраны;
 - 2) разность потенциалов между поврежденным и неповрежденным участками мембраны;
 - 3) разность потенциалов между двумя точками наружной поверхности мембраны;
 - 4) электрический импульс, обусловленный изменением ионной проводимости мембраны и связанный с распространением по нервам и мышцам волн возбуждения.
46. Последовательность фаз развития потенциала действия:
- 1) реполяризация, деполяризация, реверсия;
 - 2) реверсия, реполяризация, деполяризация;
 - 3) деполяризация, реверсия, реполяризация;
 - 4) реполяризация, реверсия, деполяризация.
47. Потенциал действия (см. рис.) равен:

- 1) -60 мВ;
2) 35 мВ;
3) 95 мВ;
4) -25 мВ.

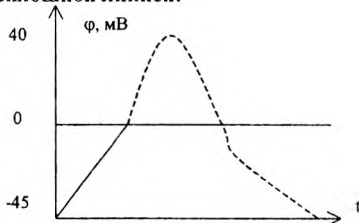


48. Проницаемость мембраны в состоянии возбуждения резко увеличивается для ионов:
- 1) K^+ ; 2) Na^+ ; 3) Cl^- ; 4) Ca^{2+} .
49. Указать, какая из фаз потенциала действия обладает наибольшей продолжительностью:
- 1) деполяризации;
 - 2) реверсии;
 - 3) реполяризации;
 - 4) все фазы по времени равны.
50. Соотношение коэффициентов проницаемости аксона кальмара для фазы деполяризации $P_{K^+} : P_{Na^+} : P_{Cl^-}$:
- 1) 1 : 0,04 : 0,45; 2) 1 : 0,45 : 20;
 - 3) 1 : 20 : 0,45; 4) 20 : 0,04 : 0,45.

51. При нанесении раздражения на участке клеточной мембраны он приобретает:

- 1) положительный заряд; 2) отрицательный заряд;
3) становится нейтральным; 4) заряд не изменяется.

52. Укажите, какая из фаз генерации потенциала действия аксона кальмара изображены на графике сплошной линией:

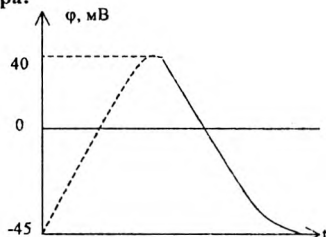


- 1) реполяризации;
2) реверсии;
3) деполяризации.

53. В процессе генерации потенциала действия возникают следующие потоки ионов через мембрану:

- 1) Na^+ внутрь клетки; 2) Na^+ из клетки;
3) K^+ внутрь клетки; 4) K^+ из клетки.

54. На графике сплошной линией изображена одна из фаз генерации потенциала действия аксона кальмара:



- 1) реполяризации;
2) реверсии;
3) деполяризации.

55. Что произойдет с величиной потенциала покоя, если в эксперименте уровнять концентрацию калия в окружающей клетку среде и в клетке:

- 1) потенциал увеличивается;
2) потенциал становится равным нулю;
3) величина потенциала не изменится;
4) потенциал уменьшится.

56. Укажите, во сколько раз увеличивается проницаемость для ионов Na^+ в первой фазе генерации потенциала действия:

- 1) 10; 2) 500; 3) 100; 4) 50.

57. В фазе реверсии при генерации потенциала действия участок внутренней поверхности мембраны заряжается:

- 1) положительно;
2) отрицательно;
3) становится нейтральным;
4) знак заряда не изменяется.

58. Скорость v распространения нервного импульса по безмякотному волокну пропорциональна:

- 1) $v \sim r$; 2) $v \sim r^2$; 3) $v \sim \sqrt{r}$; 4) $v \sim \frac{1}{r}$.

6. Оптика.

1. Преломляющие среды глаза располагаются в следующей последовательности:
 - 1) роговица, хрусталик, жидкость передней камеры, стекловидное тело;
 - 2) роговица, жидкость передней камеры, хрусталик, стекловидное тело;
 - 3) роговица, стекловидное тело, жидкость передней камеры, хрусталик;
 - 4) хрусталик, роговица, жидкость передней камеры, стекловидное тело.
2. Назовите преломляющую среду глаза, которая вносит больший вклад в его общую оптическую силу:
 - 1) хрусталик; 2) стекловидное тело;
 - 3) роговица; 4) жидкость передней камеры.
3. В целом глаз в не напряженном состоянии (покой аккомодации) имеет оптическую силу:
 - 1) 20 дптр; 2) 63 дптр; 3) 75 дптр; 4) 43 дптр.
4. При дневном зрении глаз обладает максимальной чувствительностью к излучению с длиной волны:
 - 1) 510 нм; 2) 555 нм; 3) 683 нм; 4) 540 нм.
5. Зрительная адаптация – это способность глаза:
 - 1) приспосабливаться к различным яркостям;
 - 2) одинаково четко видеть предметы, расположенные на различных расстояниях;
 - 3) различать предметы в темноте;
 - 4) различать цвета.
6. В процессе зрительного восприятия оптическую силу может изменять:
 - 1) роговица;
 - 2) хрусталик;
 - 3) стекловидное тело;
 - 4) жидкость передней камеры.
7. Изображение на сетчатке глаза является:
 - 1) действительным, прямым, уменьшенным;
 - 2) действительным, перевернутым, уменьшенным;
 - 3) мнимым, прямым, уменьшенным;
 - 4) действительным, прямым, увеличенным.
8. Оптическая сила хрусталика в отсутствие аккомодации соответствует:
 - 1) 43 дптр; 2) 20 дптр; 3) 63 дптр; 4) 75 дптр.
9. Аккомодация глаза – это его способность:
 - 1) видеть предмет в темноте;
 - 2) видеть одинаково четко различно удаленные предметы;
 - 3) видеть более четко удаленные предметы;
 - 4) видеть более четко близко расположенные предметы.
10. Угол между главной оптической и зрительной осью глаза составляет:
 - 1) 1° ; 2) 10° ; 3) 5° ; 4) 2° .
11. Оптическая сила роговицы соответствует:
 - 1) 43 дптр; 2) 75 дптр; 3) 20 дптр; 4) 63 дптр.
12. Аккомодация глаза человека осуществляется за счёт:
 - 1) изменения расстояния между хрусталиком и сетчаткой;
 - 2) изменения кривизны хрусталика;
 - 3) изменения диаметра зрачка;
 - 4) изменения всех выше указанных факторов.

13. Все цвета, воспринимаемые нашим глазом, можно получить, смешивая три цвета:
 1) красный, зеленый, синий; 2) красный, желтый, зеленый;
 3) зеленый, голубой, желтый; 4) синий, фиолетовый, зеленый.
14. При сумеречном зрении глаз человека обладает максимальной чувствительностью к излучению с длиной волны:
 1) 540 нм; 2) 555 нм; 3) 510 нм; 4) 540 нм.
15. Разрешающая способность глаза в норме равна:
 1) 1'; 2) 1°; 3) 2'; 4) 4'.
16. «Желтое пятно» это участок сетчатки:
 1) с максимальной чувствительностью к свету;
 2) с минимальной чувствительностью к свету;
 3) в котором максимальная концентрация колбочек;
 4) в котором максимальная концентрация палочек.
17. Укажите остроту зрения человека, для которого угол зрения β_{\min} равен 4':
 1) 1; 2) 0,25; 3) 0,5; 4) 0,4.
18. Укажите, какая из преломляющих сред глаза имеет наибольший показатель преломления:
 1) роговица; 2) хрусталик;
 3) жидкость передней камеры; 4) стекловидное тело.
19. Наименьший угол зрения у человека равен 2'. Укажите остроту его зрения:
 1) 1; 2) 2; 3) 0,5; 4) 0,2.
20. Причиной дальнозоркости является:
 1) укороченная форма глазного яблока; 2) удлинённая форма глазного яблока;
 3) уменьшенная оптическая сила глаза; 4) избыточная оптическая сила глаза.
21. Палочки на сетчатке расположены:
 1) по ее периферии; 2) по всей площади сетчатки;
 3) в желтом пятне по всей его площади; 4) в центре желтого пятна.
22. При рассмотрении близких предметов:
 1) увеличивается кривизна хрусталика;
 2) уменьшается кривизна хрусталика;
 3) увеличивается оптическая сила глаза;
 4) уменьшается оптическая сила глаза.
23. Угол зрения – это:
 1) половина угла, образованного лучами, идущими от крайних точек предмета через оптический центр;
 2) угол образованный лучами, идущими от крайних точек предмета через совпадающие узловые точки;
 3) угол между оптической и зрительной осями;
 4) угол образованный лучами, идущими от крайних точек предмета через оптический центр.
24. Острота зрения оценивается:
 1) по наименьшему расстоянию, при котором аккомодация совершается без напряжения;
 2) расстоянием наилучшего зрения;
 3) ближней точкой ясного видения;
 4) по наименьшему углу зрения, при котором глаз ещё различает две точки предмета раздельно.

25. Причиной близорукости является:
- 1) не сферичность хрусталика;
 - 2) не сферичность роговицы;
 - 3)* усиленная оптическая сила преломляющих сред глаза;
 - 4)* удлиненная форма глазного яблока.
26. Колбочки на сетчатке расположены:
- 1)* в желтом пятне сетчатки;
 - 2) на периферии желтого пятна;
 - 3) на периферии сетчатки;
 - 4) по всей площади сетчатки.
27. При рассмотрении удаленных предметов:
- 1)* уменьшается кривизна хрусталика;
 - 2) увеличивается кривизна хрусталика;
 - 3) увеличивается оптическая сила глаза;
 - 4)* уменьшается оптическая сила глаза.
28. Причиной астигматизма глаза является:
- 1) не сферичность роговицы, хрусталика;
 - 2) наклонное падение лучей;
 - 3) укороченная форма глазного яблока;
 - 4) удлиненная форма глазного яблока.
29. Линза с оптической силой 2 дптр предназначена для коррекции:
- 1) близорукости;
 - 2)* дальновидности;
 - 3) астигматизма;
 - 4) косоглазия.
30. Оптическая сила линзы с фокусным расстоянием 1 м равна:
- 1)* 1 дптр;
 - 2) 10 дптр;
 - 3) 2 дптр;
 - 4) 5 дптр.
31. Линза с оптической силой (– 5 дптр) предназначена для коррекции:
- 1) астигматизма;
 - 2) дальновидности;
 - 3)* близорукости;
 - 4) косоглазия.
32. Для исправления косоглазия предназначены линзы:
- 1) цилиндрические;
 - 2)* призматические;
 - 3) собирающие;
 - 4) рассеивающие.
33. Глаз человека при дневном освещении наиболее чувствителен к области спектра:
- 1) красно–оранжевый;
 - 2)* желто–зеленый;
 - 3) сине–фиолетовый;
 - 4) чувствительность одинакова для всех диапазонов.
34. Интерференцией света называется явление:
- 1) прохождения света из одной среды в другую;
 - 2)* сложение волн, в результате которого образуется устойчивая картина их усиления и ослабления;
 - 3) огибание светом препятствия;
 - 4) отражение света от границы раздела сред.
35. Когерентными называются источники, которые:
- 1) имеют одинаковую амплитуду и одинаковую частоту излучаемых волн;
 - 2) обеспечивают постоянную во времени разность фаз слагаемых волн;
 - 3) имеют одинаковую амплитуду и постоянную во времени разность фаз слагаемых волн;
 - 4)* имеют одинаковую частоту излучаемых волн и постоянную во времени разность фаз.
36. Укажите результат интерференции для разности хода интерферирующих лучей, равной нечетному числу длин полуволн:
- 1) в точке максимум;
 - 2)* в точке минимум;
 - 3) интерференция не возникает.

37. Укажите результат интерференции для разности хода интерферирующих лучей, равной целому числу волн:

- 1) * в точке максимум; 2) в точке минимум;
3) интерференция не возникает.

38. Укажите, какое из приведенных условий соответствует интерферирующему максимуму:

- 1) $\Delta = (2k + 1) \frac{\lambda}{2}$; 2) * $\Delta = 2k \frac{\lambda}{2}$; 3) * $\Delta = k\lambda$; 4) $\Delta = (2k + 1)\lambda$.

39. Укажите известные вам способы получения когерентных источников:

- 1) * от двух отверстий в непрозрачном экране;
2) от одного отверстия в непрозрачном экране;
3) * зеркала Френеля;
4) * зеркало Ллойда.

40. Интерферометр применяется для измерения:

- 1) скорости света; 2) * показателя преломления;
3) * малых расстояний; 4) * длины волны.

41. Дифракция это:

- 1) изменение направления распространения света при переходе из одной среды в другую;
2) это образование стоячих волн при отражении от препятствия;
3) * изменение направления распространения света вследствие огибания им препятствия;
4) сложение двух волн.

42. Максимумы в спектре дифракционной решетки наблюдаются под углами, удовлетворяющими условию:

- 1) $d \sin \varphi = (2k + 1) \frac{\lambda}{2}$; 2) * $d \sin \varphi = k\lambda$;

- 3) $d \sin \varphi = (2k + 1)\lambda$; 4) $d \sin \varphi = k \frac{\lambda}{2}$.

43. Постоянной дифракционной решетки называется:

- 1) ширина щели;
2) ширина промежутка между щелями;
3) * сумма длин щели и промежутка;
4) расстояние между началом щели и концом следующей щели.

44. Какое из приведенных выражений называется основной формулой дифракционной решетки:

- 1) $d \sin \varphi = (2k + 1) \frac{\lambda}{2}$; 2) * $d \sin \varphi = k\lambda$;

- 3) $d \sin \varphi = (2k + 1)\lambda$; 4) $d \sin \varphi = k \frac{\lambda}{2}$.

45. Дифракция наблюдается, если:

- 1) * размеры препятствия соизмеримы с длиной волны;
2) размеры препятствия больше длины волны;
3) размеры препятствия значительно больше длины волны;
4) размеры препятствия могут быть любыми.

46. Укажите связь между постоянной дифракционной решетки (d) и количеством штрихов на один миллиметр:

- 1) $d = \frac{1}{2} n$; 2) $2d = n$; 3) * $d = \frac{1}{n}$; 4) $d = 2n$.

47. При дифракции белого света на отверстии малого диаметра на экране наблюдается система чередующихся:
- 1) темных и светлых колец в области геометрической тени;
 - 2)* радужных колец в области геометрической тени, а также выходящих за ее пределы;
 - 3) светлых и темных полос;
 - 4) радужных полос.
48. В спектре дифракционной решетки, имеющей общее число щелей N , между двумя соседними дифракционными максимумами наблюдается:
- 1) N минимумов;
 - 2)* $(N-1)$ минимумов;
 - 3) $(N+1)$ минимумов;
 - 4) $N/2$ минимумов.
49. При освещении дифракционной решетки белым светом центральный (нулевой) максимум будет иметь вид:
- 1) узкой белой полосы;
 - 2) узкой темной полосы;
 - 3) узкой радужной полосы;
 - 4) широкой светлой полосы.
50. Что происходит с яркостью максимумов в спектре дифракционной решетки по мере удаления влево и вправо от центрального (нулевого) максимума:
- 1) яркость увеличивается;
 - 2)* яркость уменьшается;
 - 3) яркость не изменяется;
 - 4) вправо увеличивается, влево уменьшается.
51. Укажите формулу Вульфа-Брегга:
- 1)* $2d \sin \theta = k\lambda$;
 - 2) $2d \sin \varphi = k\lambda$;
 - 3) $d \sin \varphi = k\lambda$;
 - 4) $d \sin \varphi = (2k+1) \cdot \lambda/2$.
52. Оптической длиной тубуса микроскопа называется расстояние:
- 1) между внешним фокусом объектива и внутренним фокусом окуляра;
 - 2)* между внутренними фокусами объектива и окуляра;
 - 3) между внешними фокусами объектива и окуляра;
 - 4) между внутренним фокусом объектива и внешним фокусом окуляра.
53. Укажите, почему на практике почти не используется увеличение микроскопа, превышающее 1500-2000:
- 1) в большом увеличении нет необходимости;
 - 2)* при больших увеличениях возможность различать мелкие детали объекта нарушается дифракционными явлениями;
 - 3) невозможностью изготовления объектива с большим увеличением;
 - 4) невозможностью изготовить окуляр с большим увеличением.
54. Предел разрешения оптического микроскопа равен:
- 1) 0,2 - 0,3 нм;
 - 2)* 0,2 - 0,3 мкм;
 - 3) 10 - 15 нм;
 - 4) 10 - 15 мкм.
55. В электронном микроскопе носителем информации является:
- 1) световые лучи;
 - 2) поток ионов;
 - 3)* поток электронов;
 - 4) электромагнитных волн.
56. При электронной микроскопии объектов, толщина которых превышает 5-100 нм, наблюдается:
- 1)* значительное поглощение электронов;
 - 2) рассеяние электронов;
 - 3) полное ограждение электронного потока;
 - 4) частичное отражение электронного потока.
57. Апертурный угол – это:
- 1) угол, под которым из точки объекта виден диаметр объектива;
 - 2)* половина отверстиеного угла;
 - 3) угол, под которым из фокуса виден диаметр объектива;
 - 4) половина угла, под которым из фокуса виден диаметр объектива.

58. В оптическом микроскопе изображение после объектива:

- 1) увеличенное, прямое, мнимое;
- 2) увеличенное, перевёрнутое, мнимое;
- 3) увеличенное, перевёрнутое, действительное;
- 4) уменьшенное, перевёрнутое, действительное.

59. Предел разрешения микроскопа – это:

- 1) наименьший угол зрения, для которого две точки предмета видны раздельно;
- 2) наименьшее расстояние до предмета, при котором две соседние точки предмета видны раздельно;
- 3) наименьшее расстояние между двумя точками предмета, когда эти точки различимы;
- 4) наименьшее расстояние между двумя точками предмета, когда они неразличимы.

60. Изображение при микроскопии будет подобно объекту если:

- 1) апертурный угол будет больше угла дифракции;
- 2) апертурный угол будет равен углу дифракции;
- 3) апертурный угол будет меньше угла дифракции;
- 4) угол дифракции равен половине отверстиеного угла.

61. В оптическом микроскопе изображение после окуляра:

- 1) увеличенное, действительное, перевёрнутое;
- 2) увеличенное, мнимое, перевёрнутое;
- 3) увеличенное, мнимое, прямое;
- 4) увеличенное, действительное, прямое.

62. Для уменьшения предела разрешения микроскопа необходимо:

- 1) увеличить апертурный угол, приближая предмет к объективу;
- 2) использовать объектив с большим увеличением;
- 3) использовать свет с меньшей длиной волны;
- 4) увеличить показатель преломления среды между предметом и объективом.

63. Числовая апертура микроскопа это:

- 1) синус апертурного угла;
- 2) синус отверстиеного угла;
- 3) произведение показателя преломления на синус апертурного угла;
- 4) произведение показателя преломления на синус отверстиеного угла.

64. Использование иммерсионной среды при микроскопии позволяет:

- 1) увеличить яркость изображения;
- 2) уменьшить предел разрешения;
- 3) увеличить числовую апертуру;
- 4) добиться большего увеличения.

65. Исследование микрообъектов при микроскопии в УФ-свете позволяет:

- 1) получить большее увеличение;
- 2) уменьшить предел разрешения;
- 3) увеличить числовую апертуру;
- 4) увеличить яркость изображения.

66. При иммерсии используются жидкости, показатель преломления которых:

- 1) меньше, чем у воздуха;
- 2) больше, чем у воздуха;
- 3) соответствует показателю преломления воздуха.

67. Назовите, к каким последствиям приводит увеличение ускоряющего напряжения свыше 100 кВ в электронном микроскопе:

- 1) увеличивается увеличение микроскопа;
- 2) увеличивается предел разрешения;
- 3) объект разрушается электронами, имеющими большую скорость;
- 4) уменьшается увеличение микроскопа.

68. Предел разрешения электронного микроскопа:

- 1) 0,1 нм; 2) 0,01 нм; 3) 10 нм; 4) 0,1 мкм.

69. На объективе и окуляре микроскопа указываются следующие данные:

- 1) длина тубуса; 2) увеличение объектива;
3) увеличение окуляра; 4) числовая апертура.

70. Указать, от чего зависит разрешающая способность микроскопа:

- 1) увеличения объектива; 2) увеличения окуляра;
3) длины волны; 4) числовой апертуры.

71. Предел разрешения электронного микроскопа зависит только от:

- 1) силы тока катода;
2) ускоряющего напряжения;
3) напряженности электрического поля линз микроскопа;
4) плотности электронного потока.

72. Максимальное полезное увеличение электронного микроскопа:

- 1) 10^3 ; 2) 10^2 ; 3) 10^6 ; 4) 10^4 .

73. Предел разрешения микроскопа при прямом падении лучей определяется по формуле:

- 1) $Z = \frac{\lambda}{n \sin \alpha}$; 2) $Z = \frac{\lambda}{\sin \alpha}$; 3) $Z = \frac{0,5\lambda}{n \sin \alpha}$; 4) $Z = \frac{0,61\lambda}{n \sin \alpha}$.

74. Увеличение микроскопа определяется по формуле:

- 1) $N = \frac{\Delta \cdot a}{F_{об} \cdot F_{ок}}$; 2) $N = \frac{F_{об} \cdot F_{ок}}{a \cdot \Delta}$; 3) $N = \frac{a \cdot F_{ок}}{\Delta F_{об}}$; 4) $N = \frac{\Delta \cdot F_{об}}{a \cdot F_{ок}}$.

75. При микроскопии предмет располагается:

- 1) за двойным фокусом объектива; 2) между F и $2F_{об}$ объектива;
3) в фокусе объектива; 4) между фокусом и объективом.

76. Исследование микрообъектов при микроскопии в УФ-свете позволяет:

- 1) получить большее увеличение; 2) уменьшить предел разрешения;
3) увеличить числовую апертуру; 4) увеличить яркость изображения.

77. Волоконная оптика основана на явлении:

- 1) преломления света;
2) усиления светового потока внутри волокна;
3) полного внутреннего отражения;
4) поглощения света внутри волокна.

78. Плоскополяризованным называется свет:

- 1) у которого вектор напряженности электрического поля E колеблется в различных плоскостях;
2) у которого вектор E колеблется в строго определенной плоскости;
3) который, проходя через призму, разлагается в спектр;
4) у которого вектор напряженности H магнитного поля колеблется в одной плоскости.

79. Указать свойства кристаллов, на которых основана работа поляриметра:

- 1) на явлении отражения света; 2) на явлении преломления света;
3) на явлении поглощения света; 4) на явлении двойного лучепреломления.

80. Естественный свет можно поляризовать путем:

- 1) двойного лучепреломления;
2) при переходе из одной среды в другую;
3) отражения изотропной диэлектрической среды;
4) при преломлении на границе изотропной диэлектрической среды.

81. При повороте анализатора относительно поляризатора на 360° будет наблюдаться:

- 1) два раза темное поле и два раза светлое;
- 2) один раз темное поле и один раз светлое;
- 3) один раз светлое поле и три раза темное;
- 4) два раза светлое поле и один раз темное.

82. Оптическая активность веществ – это способность:

- 1) преломлять поляризованный луч;
- 2) поворачивать плоскость поляризации луча;
- 3) поглощать поляризованный свет;
- 4) рассеивать поляризованный свет.

83. Угол вращения плоскости поляризации света оптически активным веществом определяется по формуле:

$$1) I = I_0 \cos^2 \alpha; \quad 2) \varphi = \alpha c \ell; \quad 3) 2d \sin \theta = m\lambda; \quad 4) \varphi = \frac{\alpha c \ell}{100}.$$

84. Дисперсией оптической активности называется:

- 1) явление двойного лучепреломления;
- 2) явление рассеивания поляризованного света;
- 3) зависимость угла поворота плоскости поляризации от длины волны.

85. Поляриметрия – это метод определения:

- 1) длины волны;
- 2) удельного вращения плоскости поляризации;
- 3) концентрации оптической активности вещества;
- 4) угла поворота плоскости поляризации.

86. Концентрация оптической активности растворов оценивается на основании зависимости:

- 1) интенсивности света от концентрации вещества;
- 2) интенсивности света от пути в оптически активном веществе;
- 3) угла поворота плоскости поляризации от концентрации вещества;
- 4) удельного вращения от концентрации.

7. Тепловое излучение. Квантовая природа света.

1. Перечислите, какие величины характеризуют тепловое излучение:

- 1) сила света;
- 2) освещенность;
- 3) поток излучения;
- 4) энергетическая светимость.

2. С повышением температуры максимум плотности энергетической светимости абсолютно черного тела смещается в сторону:

- 1) коротких волн;
- 2) длинных волн;
- 3) не смещается;
- 4) может смещаться в любую сторону.

3. Полная излучательная способность абсолютно черного тела определяется по формуле:

$$1) E = \alpha \cdot \sigma T^4; \quad 2) E = S \cdot \sigma T^4; \quad 3) E = \sigma T^4; \quad 4) E = \frac{b}{T}.$$

4. Мощность, излучаемую с площади S поверхности тела человека, находят по формуле:

$$1) P = \delta T_1^4; \quad 2) P = \delta T_0^4; \quad 3) P = S \cdot \delta T_1^4; \quad 4) P = S \delta (T_1^4 - T_0^4).$$

5. Единицей измерения энергетической светимости является:

- 1) Вт/м^2 ; 2) $\text{Вт}\cdot\text{м}^2$; 3) $\frac{\text{Дж}}{\text{с}\cdot\text{м}^2}$; 4) $\frac{\text{Дж}}{\text{м}^2}$.

6. При одинаковой температуре испускательная способность R любого тела:

- 1) больше испускательной способности абсолютно черного тела $-E$;
 2) \ast меньше E ;
 3) равна E ;
 4) в одних случаях больше E , в других меньше E .

7. Спектральная плотность энергетической светимости определяется по формуле:

- 1) $R_\lambda = \int_0^\infty r_\lambda d\lambda$; 2) $\ast r_\lambda = \frac{R_{\Delta\lambda}}{\Delta\lambda}$; 3) $r_\lambda = R_{\Delta\lambda} \cdot \Delta\lambda$; 4) $R_\lambda = \alpha_\lambda \cdot \varepsilon$.

8. Длина волны, на которую приходится максимум излучения (закон Вина):

- 1) $\lambda_m = \frac{1}{T}$; 2) $\lambda_m = \sigma T^4$; 3) $\lambda_m = \alpha \varepsilon$; 4) $\ast \lambda_m = \frac{b}{T}$.

9. Поглощательная способность абсолютно черного тела:

- 1) больше 1; 2) меньше 1;
 3) \ast равна 1; 4) может быть любым числом.

10. Путем излучения тело человека теряет количество теплоты:

- 1) $\approx 15\text{-}20\%$; 2) $\ast \approx 50\%$; 3) $\approx 30\%$; 4) $\approx 10\%$.

11. Отношение энергии электромагнитного излучения, поглощенной телом, к энергии, падающей на него, рассчитанная для узкого интервала длин волн, называется:

- 1) поглощательной способностью;
 2) испускательной способностью;
 3) \ast спектральной поглощательной способностью;
 4) спектральной испускательной способностью.

12. Энергетическая светимость абсолютно черного тела с понижением температуры:

- 1) повышается; 2) \ast понижается;
 3) не зависит от температуры; 4) нет правильного ответа.

13. В спектре излучения тела человека максимум приходится на длину волны:

- 1) $\ast 9.5 \text{ мкм}$; 2) 100 мкм ; 3) 20 мкм ; 4) 5 мкм .

14. Термография – диагностический метод, связанный с потерей телом теплоты путем:

- 1) испарения; 2) теплопроводности; 3) \ast излучения; 4) конвекции.

15. Испускательная способность (энергетическая светимость тела) это:

- 1) энергия, испускаемая телом;
 2) энергия, испускаемая телом в единицу времени;
 3) \ast энергия, испускаемая телом во всех направлениях с единицы площади в единицу времени;
 4) энергия, испускаемая телом с единицы площади.

16. Излучение тела человека лежит в диапазоне:

- 1) ИК-излучения; 2) УФ-излучения;
3) видимой части спектра; 4) во всех перечисленных диапазонах.

17. Энергия, испускаемая телом во всех направлениях с единицы площади в единицу времени, определяет:

- 1) спектральную энергетическую светимость;
2) спектральную плотность энергетической светимости;
3) энергетическую светимость (испускающая способность);
4) поглощательную способность.

18. Полная излучательная способность любого тела определяется по формуле:

$$1) R = \frac{2\pi v^2}{c^2} \cdot \frac{hv}{e^{v/KT-1}}; \quad 2) R = \sigma T^4; \quad 3) R = \alpha \sigma T^4; \quad 4) R = \int_0^\infty r_\lambda \cdot d\lambda.$$

19. Серое тело имеет поглощательную способность:

- 1) больше 1; 2) меньше 1; 3) равную 1; 4) любое число.

20. Укажите формулу закона Кирхгофа:

$$1) \lambda_m = \frac{b}{T}; \quad 2) E = \sigma T^4; \quad 3) \frac{R}{A} = \varepsilon; \quad 4) R_T = \int_0^\infty r_\lambda \cdot d\lambda.$$

21. Фототок насыщения зависит от:

- 1) напряжения между катодом и анодом; 2) от светового потока;
3) от величины задерживающего напряжения; 4) от частоты падающего света.

22. Условием красной границы фотоэффекта является:

$$1) hv = A + \frac{m\theta^2}{2}; \quad 2) hv = \frac{A}{\lambda}; \quad 3) hv = \frac{m\theta^2}{2}; \quad 4) \lambda = \frac{hc}{A}.$$

23. Единицей измерения чувствительности фотоэлемента является:

- 1) $\frac{\text{микроампер}}{\text{люмен}} \left(\frac{\text{мкА}}{\text{лм}} \right);$ 2) $\frac{\text{милливольт}}{\text{люмен}} \left(\frac{\text{мВ}}{\text{лм}} \right);$
3) микроампер-люмен (мкА·лм); 4) микровольт-люмен (мВ·лм).

24. Уравнение Эйнштейна для фотоэффекта имеет вид:

$$1) hv = A + \frac{m\theta^2}{2}; \quad 2) hv = \frac{m\theta^2}{2} - A;$$

$$3) hv = \frac{m\theta^2}{2}; \quad 4) hv = A - \frac{m\theta^2}{2}.$$

25. Внутренний фотоэффект в диэлектриках и полупроводниках обуславливает:

- 1) эмиссию электронов; 2) изменение электропроводности;
3) изменение сопротивления; 4) появление электродвижущей силы.

26. При взаимодействии света с веществом внешний фотоэффект наблюдается:

- 1) на металлах; 2) на полупроводниках;
3) на диэлектриках; 4) в газах.

27. Скорость фотоэлектронов:

- 1) зависит от интенсивности падающего света;
2) увеличивается с увеличением частоты;
3) уменьшается с увеличением частоты;
4) не зависит от интенсивности света.

28. Фотозффект начинается:
- 1) только при определенной интенсивности;
 - 2)* только при определенной частоте;
 - 3) интенсивность не влияет на начало фотозффекта;
 - 4) только при определенной величине светового потока.
29. Чувствительность вакуумного фотозлемента достигает величины:
- 1)* 100 мкА/лм ; 2) 100 мА/лм ; 3) 10 мА/лм ; 4) 1000 мкА/лм .
30. Чувствительность фотозлектронного умножителя достигает величины:
- 1) 10^2 А/лм ; 2)* 10^3 А/лм ; 3) 10 А/лм ; 4) 10^3 мА/лм .
31. Действие фотозлектронного умножителя основано на явлении:
- 1) внутреннего фотозффекта;
 - 2)* внешнего фотозффекта;
 - 3) термоэлектронной эмиссии;
 - 4)* вторичной электроннои эмиссии.
32. Под люминесценцией понимают:
- 1) тепловое излучение;
 - 2) УФ-излучение;
 - 3) свечение при некоторых химических и биологических процессах;
 - 4)* свечение некоторых веществ под действием УФ-излучения, рентгеновского и радиоактивного излучения.
33. В соответствии с законом Стокса:
- 1) $\lambda_{\text{люм}} < \lambda_{\text{погл}}$;
 - 2) $\lambda_{\text{люм}} = \lambda_{\text{погл}}$;
 - 3)* $\lambda_{\text{люм}} > \lambda_{\text{погл}}$;
 - 4) $\lambda_{\text{люм}} = \lambda_{\text{погл}} / 2$.
34. Какое из равенств соответствует закону Стокса:
- 1) $h\nu_{\text{люм}} = E_{\text{тепл}} - h\nu_{\text{погл}}$;
 - 2)* $h\nu_{\text{люм}} = h\nu_{\text{погл}} - E_{\text{тепл}}$;
 - 3) $h\nu_{\text{люм}} = E_{\text{тепл}}$; 4) $h\nu_{\text{люм}} = E_{\text{тепл}} + h\nu_{\text{погл}}$.
35. Фосфоресценция обусловлена переходом между уровнями энергии (у тирозина):
- 1)* $T \rightarrow S_0$;
 - 2) $S_0^* \rightarrow S_0$;
 - 3) $T \rightarrow S_0^*$;
 - 4) $S_2^* \rightarrow S_0^*$.
36. Флуоресценция наблюдается при переходе между уровнями (у тирозина):
- 1) $T \rightarrow S_0$;
 - 2)* $S_0^* \rightarrow S_0$;
 - 3) $T \rightarrow S_0^*$;
 - 4) $S_2^* \rightarrow S_0^*$.
37. Чувствительность люминесцентного анализа достигает:
- 1) 10^{-16} г ; 2) 10^{-12} г ; 3)* 10^{-9} г ; 4) 10^{-6} г.
38. Излучение, вызванное фотонами видимого и УФ-излучения носит название:
- 1) ионолюминесценции;
 - 2) радиолюминесценции;
 - 3)* фотолуминесценции;
 - 4) электролюминесценции.
39. Квантовый выход люминесценции находят по формуле:
- 1)* $\varphi = \frac{n}{N}$; 2) $h\nu = E_2 - E_1$; 3) $\varphi = \frac{N}{n}$; 4) $h\nu = E_1 - E_2$.
40. Катодолюминесценция – это свечение, вызванное:
- 1) УФ-лучами;
 - 2)* заряженными частицами;
 - 3) электрическим полем;
 - 4) рентгеновскими лучами.
41. Хемилюминесценция – это свечение:
- 1)* сопровождающее экзатермические реакции;
 - 2) грибов, бактерий, насекомых, сопровождающее процессы их жизнедеятельности;
 - 3) газа при электрическом разряде;
 - 4) вызванное заряженными частицами.
42. Указать переходы в молекуле тирозина, вызывающие ее возбуждение при поглощении кванта УФ-излучения:
- 1)* $S_0 \rightarrow S_1^*$; 2)* $S_0 \rightarrow S_2^*$; 3) $S_0^* \rightarrow S_2^*$; 4) $S_0 \rightarrow T$.

43. Наличие того или иного компонента методом люминесцентного качественно анализа основано на:
- 1) определении окраски люминесцентного излучения;
 - 2) определении интенсивности люминесценции;
 - 3) определении длительности люминесценции;
 - 4) определении разности длин волны кванта люминесценции и поглощенного кванта.
44. Укажите причины смещения спектра флуоресценции по отношению к спектру поглощения молекулы (правило Стокса):
- 1) испускание кванта света;
 - 2) переход энергии в тепло;
 - 3) возбуждение молекулы;
 - 4) переход электрона на орбиталь S_2 .
45. Чтобы среда усиливала падающее на неё излучение необходимо:
- 1) увеличить энергию падающего фотона;
 - 2) создать инверсную заселенность уровней;
 - 3) выполнение для фотона условия $h\nu = E_2 - E_1$;
 - 4) наличие двух фотонов, распространяющихся в одном направлении.
46. Оптический резонатор в He-Ne лазере – это:
- 1) пара параллельных зеркал;
 - 2) импульсная газоразрядная лампа;
 - 3) высокочастотный генератор;
 - 4) торцы кварцевой трубки.
47. На каком из свойств излучения лазера основано получение голограммы:
- 1) монохроматичность;
 - 2) малое угловое расхождение;
 - 3) временная и пространственная когерентность;
 - 4) высокая концентрация энергии.
48. В процессе индуцированного излучения вторичный фотон:
- 1) аналогичен первичному;
 - 2) имеет большую энергию, чем первичный;
 - 3) имеет меньшую энергию, чем первичный;
 - 4) имеет энергию в два раза меньшую энергии первичного фотона.
49. В рубиновом лазере рабочими являются:
- 1) атомы неона;
 - 2) оксид алюминия;
 - 3) ионы хрома;
 - 4) атомы гелия.
50. Смесь рабочих атомов Ne со вспомогательными атомами He используется:
- 1) для генерации нескольких длин волн;
 - 2) для создания инверсии заселенности уровня 3 неона;
 - 3) для создания непрерывного режима работы лазера;
 - 4) для создания импульсного режима работы лазера.
51. В He-Ne лазере рабочим является переход в неоне между уровнями:
- 1) 1-3;
 - 2) 3-2;
 - 3) 2-1;
 - 4) 3-1.
52. Свойствами лазерного излучения, присущими всем лазерам, является:
- 1) строгая монохроматичность, когерентность и поляризованность;
 - 2) высокий КПД;
 - 3) малое угловое расхождение;
 - 4) импульсный режим работы.
53. Индуцированным называется излучение происходящее:
- 1) при переходе атома из основного в возбужденное состояние;
 - 2) спонтанно при переходе из возбужденного состояния в основное;
 - 3) под действием внешнего излучения с частотой, удовлетворяющей условию $h\nu = E_2 - E_1$;
 - 4) под влиянием температурного воздействия.

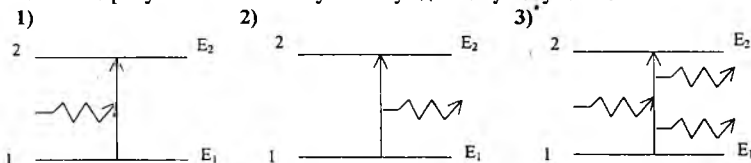
54. Для оптической накачки в рубиновом лазере используется:

- 1) пара параллельных зеркал;
- 2) импульсная газоразрядная лампа;
- 3) высокочастотный генератор;
- 4) столкновение возбужденных атомов.

55. Причина, по которой He-Ne лазер может излучать несколько длин волн, заключается в следующем:

- 1) давление He в 10 раз больше, чем Ne;
- 2) сложная структура уровней 2 и 3 у неона;
- 3) благодаря многократному отражению от зеркал;
- 4) наличием смеси двух газов.

56. На рисунках показаны схемы процессов излучения и поглощения света. Какой из рисунков соответствует вынужденному излучению:



57. Для возбуждения атомов хрома в рубиновом лазере из всего потока, излучаемого ксеноновой лампой используется длина волны:

- 1) 694,3 нм;
- 2) 560 нм;
- 3) 632,8 нм;
- 4) 580 нм.

58. В качестве внешнего воздействия или накачки в газовом лазере используется:

- 1) импульсная ксеноновая лампа;
- 2) электрический разряд;
- 3) высокочастотный генератор.

8. Ионизирующее излучение. Основы дозиметрии.

1. Рентгеновское излучение – это:

- 1) поток электронов;
- 2) поток нейтронов;
- 3) поток α -частиц;
- 4) фотонное излучение с длиной волны $80 \cdot 10^{-5}$ нм.

2. Свойства рентгеновских лучей:

- 1) большая проникающая способность через вещество, непрозрачное для видимого света;
- 2) отклонение в электромагнитном поле;
- 3) прямолинейное распространение;
- 4) значительная биологическая активность;
- 5) химическое действие на вещество.

3. Рентгеновские трубки с вращающимся анодом позволяет:

- 1) не допустить перегрева анода;
- 2) не допустить износа анода в его фокусе;
- 3) увеличить мощность излучения;
- 4) увеличить сечение пучка рентгеновских лучей.

4. В медицине используются рентгеновские лучи в диапазоне:

- 1) $80 \cdot 10^{-5}$ нм;
- 2) $10 \cdot 0,005$ нм;
- 3) $10 \cdot 80$ нм;
- 4) $5 \cdot 10^{-3} \cdot 10^{-5}$ нм.

5. Общий поток рентгеновского излучения зависит от:

- 1) напряжения, ускоряющего электроны;
- 2) тока накала трубки;
- 3) атомного номера вещества анода;
- 4) напряжения накала трубки.

6. При взаимодействии рентгеновского излучения с веществом электрон выбивается из атома при:
 - 1) когерентном рассеянии;
 - 2) фотоэффекте;
 - 3) некогерентном рассеянии;
 - 4) во всех трех случаях.
7. При торможении электрона в веществе анода рентгеновской трубки его энергия:
 - 1) полностью превращается в тепло;
 - 2) полностью идет на создание фотона рентгеновского излучения;
 - 3) частично превращается в тепло;
 - 4) частично идет на создание фотона рентгеновского излучения.
8. Особенности сплошного спектра тормозного рентгеновского излучения:
 - 1) зависимость распределения интенсивности от длины волны;
 - 2) не имеет максимума;
 - 3) резкое ограничение интенсивности со стороны коротких длин волн;
 - 4) интенсивность излучения симметрична относительно максимума.
9. Рентгеновское излучение соответствует следующему диапазону шкалы электромагнитных волн:
 - 1) $80 \cdot 10^{-2}$ нм;
 - 2) $80 \cdot 10^{-5}$ нм;
 - 3) $10 \cdot 0,05$ нм;
 - 4) $10 \cdot 0,005$ нм.
10. Слой половинного ослабления рентгеновского излучения – это слой вещества, который:
 - 1) полностью задерживает поток рентгеновского излучения;
 - 2) уменьшает поток рентгеновского излучения наполовину;
 - 3) полностью отражает поток рентгеновского излучения;
 - 4) полностью рассеивает поток рентгеновского излучения.
11. Массовый коэффициент ослабления потока рентгеновского излучения определяется по формуле:
 - 1) $\mu_m = \frac{\mu}{\rho}$;
 - 2) $\mu_m = k\lambda^3 Z^3$;
 - 3) $\mu_m = k\lambda Z$;
 - 4) $\mu_m = \mu\rho$, где μ линейный коэффициент ослабления.
12. Рентгеновское излучение обладает:
 - 1) только волновыми свойствами;
 - 2) только корпускулярными свойствами;
 - 3) корпускулярно-волновыми свойствами;
 - 4) свойствами любых электромагнитных волн, короче УФ-диапазона.
13. Длина волны наиболее коротковолнового рентгеновского излучения зависит от:
 - 1) вещества анода;
 - 2) скорости движения электронов;
 - 3) тока рентгеновской трубки;
 - 4) напряжения на аноде.
14. При когерентном рассеянии рентгеновского излучения на веществе:
 - 1) выбивается электрон;
 - 2) изменяется энергия фотона;
 - 3) изменяется направление движения фотона;
 - 4) энергия фотона не изменяется.
15. Массовый коэффициент ослабления рентгеновского излучения зависит от:
 - 1) длины волны;
 - 2) интенсивности излучения;
 - 3) порядкового номера атомов вещества поглотителя;
 - 4) толщины слоя вещества.

16. Из трёх процессов первичного взаимодействия фотонов рентгеновского излучения с веществом биологические действия не вызывают:
- 1) фотоэффект;
 - 2) когерентное рассеяние;
 - 3) некогерентное рассеяние;
 - 4) некогерентное рассеяние и фотоэффект.
17. Излучение будет более мягким при напряжении на аноде рентгеновской трубки:
- 1) 120 кВ;
 - 2) 15 кВ;
 - 3) 5 кВ;
 - 4) 60 кВ.
18. Анод рентгеновской трубки срезан под углом 45^0 для того, чтобы:
- 1) изменить направление движения электронов;
 - 2) уменьшить нагревание анода;
 - 3) направить поток рентгеновского излучения под углом к оси рентгеновской трубки;
 - 4) увеличить поглощение электронов веществом анода.
19. Мощность рентгеновского излучения при постоянном напряжении на аноде зависит от:
- 1) вещества анода;
 - 2) величины тока в трубке;
 - 3) расстояния между анодом и катодом;
 - 4) формы анода.
20. При взаимодействии рентгеновского излучения с веществом наблюдается:
- 1) когерентное рассеяние;
 - 2) фотоэффект;
 - 3) некогерентное рассеяние (эффект Комптона);
 - 4) образование пар (электрон-позитрон).
21. Характеристическое рентгеновское излучение:
- 1) имеет линейчатый спектр;
 - 2) характеризует вещество анода;
 - 3) имеет сплошной спектр;
 - 4) характеризует вещество катода.
22. Излучение будет более жёстким при напряжении на аноде рентгеновской трубки:
- 1) 140 кВ;
 - 2) 15 кВ;
 - 3) 60 кВ;
 - 4) 240 кВ.
23. Рентгеноскопия – это:
- 1) исследование объекта на люминесцентном экране;
 - 2) получение изображения объекта с помощью рентгеновских лучей на фотопластинке;
 - 3) изображение объекта на фотопластинке в УФ-лучах;
 - 4) рентгеновские послойные снимки.
24. Рентгенография – это:
- 1) регистрация изображения объекта в рентгеновских лучах на люминесцирующем экране;
 - 2) регистрация изображения в рентгеновских лучах на фотопленке;
 - 3) применение рентгеновских лучей для терапии злокачественных образований;
 - 4) усиление яркости изображения объекта на фотопленке с помощью ЭОП.
25. Рентгеновская томография – это:
- 1) получение на фотопленке послойного изображения органов;
 - 2) действие рентгеновского излучения на злокачественные опухоли;
 - 3) получение полного изображения исследуемого органа;
 - 4) регистрация изображения объекта на люминесцентном экране.
26. Радиоактивность – это свойство ядер некоторых элементов самопроизвольно:
- 1) превращаться в ядра других элементов;
 - 2) вступать в соединение с ядрами других элементов;
 - 3) испускать любой вид излучения;
 - 4) превращаться в ядра других элементов с испусканием любого вида излучения.

27. α -частица – это:

- 1) атом гелия; 2)* ядро атома гелия;
3) атом водорода; 4) ядро атома водорода.

28. γ -частица – это:

- 1) электрон; 2) протон; 3)* фотон; 4) ядро гелия.

29. Число ядер, распавшихся за промежуток времени dt :

- 1) $dN = -\lambda N^2 \cdot dt$; 2) $dN = \lambda N dt$;
3) $dN = -\lambda t \cdot dt$; 4)* $dN = -\lambda N dt$.

30. β -частица – это:

- 1) ядро гелия; 2)* электрон; 3)* позитрон; 4) протон.

31. При электронном β -распаде атомный номер элемента:

- 1) увеличивается на единицу; 2) уменьшается на единицу;
3) остается неизменным; 4) увеличивается на две единицы.

32. Из указанных видов радиоактивного излучения ядерную реакцию может вызвать:

- 1)* α -частица; 2) электрон; 3) γ -излучение; 4) позитрон.

33. Основной закон радиоактивного распада соответствует формуле:

- 1) $N = N_0 e^{-\lambda N}$; 2) $N = N_0 e^{-\lambda}$; 3)* $N = N_0 e^{-\lambda t}$; 4) $N = N_0 e^{-\lambda T}$.

34. При позитронном β -распаде:

- 1) атомный номер элемента уменьшается на единицу;
2) атомный номер элемента увеличивается на единицу;
3) атомный номер элемента не изменяется;
4) атомный номер элемента увеличивается на две единицы.

35. Основным правилом при составлении уравнения ядерной реакции является равенство в обеих частях:

- 1) только суммы массовых чисел;
2) только суммы атомных номеров;
3) суммы массовых чисел сумме массовых номеров;
4) сумм массовых чисел и сумм атомных номеров.

36. Удельная массовая активность – это число распадов:

- 1) в единице массы вещества;
2)* в единице массы вещества в единицу времени;
3) за единицу времени в данном препарате;
4) в единице массы за время, равное периоду полураспада.

37. Укажите вид излучения сопровождающий превращение $^{226}_{88}\text{Ra}$ в $^{222}_{86}\text{Rn}$:

- 1)* α -излучение; 2)* γ -излучение;
3) β -излучение электронное; 4) β -излучение позитронное.

38. Основной закон радиоактивного распада позволяет определять количество ядер:

- 1) распавшихся за время t из N_0 (начального количества ядер);
2) не распавшихся из N_0 спустя время t ;
3) оставшихся из N_0 за время, равна периоду полураспада (T);
4) распавшихся за время T .

39. Период полураспада – это промежуток времени, за которое:

- 1) распадается одно и то же количество ядер;
2) распадается половина ядер данного препарата;
3) количество ядер уменьшается в e раз;
4) количество ядер уменьшается в $1/2$ e раз.

40. Электронный β -распад ядра происходит если:
- 1) число протонов равно числу нейтронов;
 - 2)* в ядре число нейтронов больше числа протонов;
 - 3) число протонов больше числа нейтронов;
 - 4) число нейтронов в два раза превосходит число протонов.
41. При испускании α -частицы:
- 1) атомный номер элемента уменьшается на две единицы, массовое число — на 4 единицы;
 - 2) атомный номер элемента уменьшается на 2 единицы, а массовое число не изменяется;
 - 3) массовое число элемента уменьшается на 4 единицы, атомный номер не изменяется;
 - 4) атомный номер элемента увеличивается на 2 единицы.
42. Активность — это:
- 1) свойство ядер распадаться;
 - 2) свойства ядер превращаться в ядра других элементов;
 - 3) число распадов за время, равное периоду полураспада;
 - 4)* мгновенная скорость распада $\left(-\frac{dN}{dt}\right)$.
43. Закон изменения активности радиоактивного препарата:
- 1)* $A = A_0 e^{-\lambda t}$;
 - 2) $A = A_0 e^{\lambda t}$;
 - 3) $A = A_0 e^{-\lambda T}$;
 - 4) $A = A_0 e^{\lambda T}$.
44. Укажите, какому количеству распадов в 1 секунду соответствует единица активность Кюри (Ки):
- 1) 1 c^{-1} ;
 - 2) 10^6 c^{-1} ;
 - 3)* $3,7 \cdot 10^{10} \text{ c}^{-1}$;
 - 4) 10^{10} c^{-1} .
45. При лечении заболевания крови используется радиоактивный изотоп:
- 1)* $^{32}_{15}\text{P}$;
 - 2) $^{226}_{88}\text{Ra}$;
 - 3) $^{131}_{53}\text{I}$;
 - 4) $^{125}_{53}\text{I}$.
46. Единица активности 1 Беккерель (Бк) соответствует следующему количеству распадов в радиоактивном препарате за 1 секунду:
- 1) $3,7 \cdot 10^{10}$;
 - 2) 10^6 ;
 - 3)* 1;
 - 4) 10.
47. Объемная активность препарата используется для характеристики радиоактивного распада:
- 1) в твердом теле;
 - 2)* в жидкостях;
 - 3) в газах;
 - 4) во всех агрегатных состояниях вещества.
48. При диагностике заболеваний щитовидной железы используется радиоактивный изотоп:
- 1) $^{32}_{15}\text{P}$;
 - 2)* $^{131}_{53}\text{I}$;
 - 3) $^{60}_{27}\text{Co}$;
 - 4) $^{226}_{88}\text{Ra}$.
49. Укажите, какая из приведенных единиц измерения не является единицей для измерения активности препарата:
- 1) Беккерель;
 - 2)* Резерфорд;
 - 3) Кюри;
 - 4)* Грей.
50. Для терапии злокачественных опухолей используется радиоактивный изотоп:
- 1) $^{135}_{53}\text{I}$;
 - 2) $^{125}_{53}\text{I}$;
 - 3)* $^{60}_{27}\text{Co}$;
 - 4) $^{32}_{15}\text{P}$.

51. Указать основные характеристики взаимодействия ионизирующего излучения с веществом:

- 1) линейная плотность ионизации;
- 2) линейная тормозная способность вещества;
- 3) средний линейный пробег частицы;
- 4) изменение потока энергии излучения.

52. Линейная плотность ионизации это:

- 1) число ионов одного знака, создаваемых частицей на единице длины пробега в веществе;
- 2) число пар ионов, создаваемых частицей на единице длины пробега в веществе;
- 3) число ионов, образованных частицей в единице объема в веществе;
- 4) число пар ионов, образованных частицей в единице массы вещества.

53. Средний линейный пробег частицы – это:

- 1) расстояние, которое прошла частица за единицу времени;
- 2) расстояние, на котором энергия частицы уменьшается вдвое;
- 3) расстояние, которое частица прошла со скоростью превышающей скорость молекулярно-теплового движения;
- 4) расстояние, которое частица прошла до полной остановки в веществе.

54. Удельные ионизационные потери это:

- 1) число пар ионов, создаваемых частицей в веществе за единицу времени;
- 2) число пар ионов, создаваемых частицей на 1 см пробега в веществе;
- 3) изменение энергии частицы на 1 см пробега в веществе;
- 4) число пар ионов, создаваемых частицей на всей длине пробега в веществе.

55. Средняя мощность дозы облучения человека от источников природной радиации составляет:

- 1) 2 мбэр в год;
- 2) 100 мбэр в год;
- 3) 600 мбэр в год;
- 4) 200 мбэр в год.

56. Естественный радиационный фон Земли определяется:

- 1) радионуклидами ^{220}Rn , ^{222}Rn , ^{40}K , U ;
- 2) космическим излучением;
- 3) излучением Солнца в ИК диапазоне;
- 4) работой радаров и систем слежения за спутниками.

57. Лучевая терапия – это:

- 1) использование биологического действия ионизирующего излучения на организм человека;
- 2) использование биологического эффекта воздействия лекарственных препаратов на организм человека;
- 3) воздействие на организм колебаний СВЧ;
- 4) воздействие на организм УФ-излучения.

58. Мощность дозы – это:

- 1) энергия, испускаемая источником ионизирующего излучения с единицы площади;
- 2) энергия, испускаемая источником ионизирующего излучения с единицы площади в единицу времени;
- 3) энергия, поглощенная единицей массы вещества;
- 4) доза радиоактивного излучения, поглощенная за единицу времени.

59. Поглощенная доза – это энергия излучения поглощенная:

- 1) веществом за время облучения;
- 2) * единицей массы вещества за время облучения;
- 3) веществом за единицу времени;
- 4) единицей массы вещества за единицу времени.

60. Единица экспозиционной дозы называется:

- 1) Грей (Гр);
- 2) рад;
- 3) * Рентген (Р);
- 4) Зиверт (Зв).

61. $\frac{\text{Грей}}{\text{Сек}} \left[\frac{\text{Гр}}{\text{с}} \right]$ - единица измерения:

- 1) поглощенной дозы;
- 2) * мощности поглощенной дозы;
- 3) экспозиционной дозы;
- 4) мощности экспозиционной дозы.

62. Предельно допустимой эквивалентной дозой для населения в течении года является:

- 1) 600 бэр;
- 2) 5 бэр;
- 3) 35 бэр;
- 4) * 0,5 бэр.

63. Значение коэффициента качества равно 1 для:

- 1) * рентгеновского излучения;
- 2) медленных нейтронов;
- 3) быстрых нейтронов;
- 4) α частиц.

64. Экспозиционная доза излучения служит для количественной оценки:

- 1) * рентгеновского излучения;
- 2) * γ -излучения;
- 3) α -излучения;
- 4) потока нейтронов.

65. Единица измерения эквивалентной дозы называется:

- 1) Грей (Гр);
- 2) рад;
- 3) Рентген (Р);
- 4) * Зиверт (Зв).

66. Дж/кг - единица измерения:

- 1) * поглощенной дозы;
- 2) мощности поглощенной дозы;
- 3) экспозиционной дозы;
- 4) мощности экспозиционной дозы.

67. Предельно допустимой профессиональной дозой облучения в течение года является величина:

- 1) * 5 бэр;
- 2) 0,5 бэр;
- 3) 200 мбэр;
- 4) 600 бэр.

68. Указать дозу, которая учитывает различную чувствительность органов человека к радиационному излучению:

- 1) поглощенная;
- 2) экспозиционная;
- 3) эквивалентная;
- 4) * эквивалентная эффективная доза.

69. Коэффициент радиационного риска для организма в целом равен:

- 1) 0,25;
- 2) 0,3;
- 3) 0,15;
- 4) * 1.

70. Приборы, которые определяют активность радиоактивного препарата, называются:

- 1) рентгенометрами;
- 2) детекторами;
- 3) дозиметрами;
- 4) * радиометрами.

71. Рентгенометр – это прибор для измерения:

- 1) * экспозиционной дозы рентгеновского или γ -излучения;
- 2) активности радиоактивного препарата;
- 3) количества элементарных частиц;
- 4) прибор для регистрации рентгеновского излучения.

72. Смертельной эквивалентной дозой облучения является:

- 1) * 600 бэр;
- 2) 5 бэр;
- 3) 100 бэр;
- 4) 35 бэр.

73. Единицей измерения поглощенной дозы является:

- 1) Рентген;
- 2) бэр;
- 3) * Грей;
- 4) рад.

ЗАДАЧИ И ВОПРОСЫ по медицинской и биологической физике

1. Механика.

1.1. Скорость укорочения мышцы описывается уравнением $\frac{dx}{dt} = B(x_0 - x)$, где x_0 – полное укорочение мышцы; x – укорочение мышцы в данный момент; B – постоянная, зависящая от нагрузки. Записать закон сокращения мышцы $x = x(t)$, если в момент времени $t = 0$ укорочение мышцы было равно нулю.

1.2. Движение летчика при катапультировании из реактивного самолета приближенно можно описать формулой $S = (3,7t^3 + \ln t - 19t)$ м. Определить скорость и ускорение летчика через 2 с после катапультирования.

1.3. Уравнение вращательного движения твердого тела имеет вид: $\varphi = A + Bt + Ct^3$, где $A = 2$ рад, $B = 3$ рад/с, $C = 1$ рад/с³. Найти: 1) угол φ , угловую скорость ω и угловое ускорение ϵ в моменты времени: $t_1 = 1$ с, $t_2 = 4$ с; 2) среднюю угловую скорость $\omega_{\text{ср}}$ за промежуток времени $\Delta t = t_2 - t_1$.

1.4. Угловая скорость вращающегося тела изменяется по закону $\omega = At + Bt^2$, где $A = 2$ рад/с², $B = 3$ рад/с³. На какой угол повернулось тело за время от $t_1 = 1$ с до $t_2 = 3$ с?

1.5. Центрифуга, используемая для изучения влияния ускорения на организм человека, совершала 12 об/мин. Затем в течение 5 с число оборотов центрифуги изменилось так, что летчик стал испытывать ускорение 10 g. Определить угловое ускорение движения летчика, если он находился на расстоянии 7 м от оси вращения центрифуги.

1.6. Частота вращения медицинской центрифуги за 10 с изменилась с 1000 до 2500 об/мин. Определить угловое и максимальное центростремительное ускорения на расстоянии 10 см от оси вращения?

1.7. Фреза бормашины вращается с угловой скоростью ω . После выключения бормашины фреза, вращаясь равнозамедленно, сделала n оборотов. Определить время от момента выключения до остановки фрезы.

1.8. В ультрацентрифугах скорость смещения молекул исследуемого полимера в направлении от оси вращения выражается формулой $\dot{\vartheta} = b\omega^2 x$ где b – постоянная величина; ω – угловая скорость центрифуги; x – расстояние от оси вращения до движущейся границы оседающего полимера. Определить уравнение движения границы полимера, если в момент времени $t = 0$ она находилась на расстоянии 0,5 см от оси вращения.

1.9. Диск массой $m = 5$ кг и радиусом $R = 0,4$ м вращается, делая $n = 180$ об/мин. Через $t = 20$ с после начала торможения диск останавливается. Найти момент сил торможения.

1.10. Фигурист вращается, делая $n_1 = 6$ об/с. Как изменится момент инерции фигуриста, если он прижмет руки к груди, и при этом частота вращения станет $n_2 = 18$ об/с?

1.11. Вентилятор начинает вращаться с постоянным угловым ускорением $\varepsilon = 0,3$ рад/с² и через $t_1 = 15$ с после начала вращения приобретает момент импульса $L_1 = 30$ кг·м²/с. Найти кинетическую энергию вентилятора через $t_2 = 20$ с после начала вращения.

1.12. Ротор центрифуги массой 5 кг и радиусом 20 см был раскручен до 900 об/мин. После выключения электродвигателя под влиянием трения ротор остановился через 50 с. Найти момент силы трения, считая его постоянным, если ротор имеет вид диска.

1.13. Определить изменение угловой скорости вращения фигуриста при переходе в стойку «смирно», если в стойке «арабеск» скорость вращения составила 2 рад/с. Рассчитать работу, выполненную фигуристом при переходе из одной стойки в другую, считая момент инерции в стойке «арабеск» равным 8 кг·м², в стойке «смирно» – $1,2$ кг·м².

1.14. Определить максимальную кинетическую энергию в атлетическом движении гимнаста массой 70 кг, выполняющего на перекладине «большие обороты», если в момент прохождения над перекладиной (стойка на руках) его скорость равнялась нулю. Момент инерции тела гимнаста относительно оси, проходящей через его общий центр тяжести (ОЦТ), равен 17 кг·м², а расстояние от ОЦТ до перекладины 100 см.

1.15. Определить момент инерции рычага второго рода в системе для записи величины сокращения мышцы, если он представляет однородный алюминиевый стержень длиной 150 и диаметром 2 мм.

1.16. При нагрузке 100 Н скорость изотонического сокращения мышцы (сокращение при постоянной нагрузке) оказалась равной 2,2 см/с. Определить энергию, выделяющуюся в виде теплоты при сокращении мышцы. КПД мышцы 40 %, время сокращения 0,2 с.

1.17. При сокращении мышцы на x см затрачивается энергия $E = A + Px + ax$, где A – теплота активации (постоянная величина); Px – работа, совершаемая мышцей; ax – теплота укорочения (a – постоянная величина). Найти мощность, развиваемую мышцей при сокращении.

1.18. Назвать суставы тела человека, имеющие одну степень свободы.

1.19. Сколько степеней свободы допускают сочленения: тазобедренного сустава; плечевой и локтевой костей; лучевой и локтевой костей?

1.20. Сколько степеней свободы имеет предплечье относительно плеча?

1.21. Сколько степеней свободы имеют болт и гайка? Существует ли в теле человека сочленение такого типа?

1.22. Сколько степеней свободы имеет кисть руки относительно туловища, если плечо имеет три степени свободы относительно лопатки; плече-локтевое и локте-лучевое сочленения – две степени свободы; лучезапястное сочленение – также две степени свободы.

1.23. По законам механики шесть степеней свободы исчерпывают все возможные перемещения тела в пространстве. Какое значение имеет для человека наличие семи степеней свободы у кисти руки?

1.24. Каковы причины проигрыша в силе большинства рычагов, входящих в кинематические цепи тела человека?

1.25. В теле человека встречаются рычаги I и II рода. Имеются ли у него рычаги, которые используются как рычаги обоих родов?

1.26. Какая сила необходима для разрушения при сжатии бедренной кости диаметром 30 мм и толщиной стенок 3 мм, если предел прочности кости $1,4 \cdot 10^8$ Па?

1.27. Определить толщину стенки большой берцовой кости диаметром 28 мм, если ее разрыв произошел при нагрузке $23,1 \cdot 10^3$ Н. Предел прочности кости принять равным $9,8 \cdot 10^7$ Па.

1.28. Определить абсолютное удлинение сухожилия длиной 4 см и диаметром 6 мм под действием силы 31,4 Н. Модуль упругости сухожилия принять равным 10^9 Па.

1.29. При экспериментальном исследовании зависимости напряжения от удлинения для изолированной покоящейся мышцы было установлено, что при $l/l_0 = 1,4$ напряжение составило $7 \cdot 10^5$ Па. Определить модуль Юнга.

1.30. Мышца длиной 10 см и диаметром 1 см под действием груза 49 Н удлинилась на 7 мм. Определить модуль упругости мышечной ткани.

1.31. Определить силу, необходимую для удлинения сухожилия сечением 4 мм^2 на 0,02 от его первоначальной длины. Модуль Юнга считать равным 10^9 Па.

1.32. Модуль упругости протоплазменных нитей, получившихся вытягиванием протоплазмы у некоторых типов клеток с помощью микроигл, оказывается равным $9 \cdot 10^3$ Па при комнатной температуре. Определить напряжение, действующее на нить при растяжениях, не превышающих 20 % ее первоначальной длины.

1.33. Нагрузка на бедренную кость, составляющая 1800 Н, при сжатии вызывает относительную деформацию, равную $5 \cdot 10^{-4}$. Определить эффективную площадь поперечного сечения кости, если модуль упругости ее равен $22,5 \cdot 10^9$ Па.

1.34. Какая работа совершается при растяжении на 1 мм мышцы длиной 5 см и диаметром 4 мм? Модуль Юнга для мышечной ткани принять равным $9,8 \cdot 10^6$ Па.

1.35. Найти потенциальную энергию, приходящуюся на единицу объема кости, если кость растянута так, что напряжение в ней составляет $3 \cdot 10^9$ Па. Модуль упругости кости принять равным $22,5 \cdot 10^9$ Па.

1.36. Вычислить работу, совершаемую спортсменом при растяжении пружины эспандера на 70 см, если известно, что при усилии в 10 Н эспандер растягивается на 1 см.

1.37. Написать уравнение гармонического колебания, если амплитуда ускорения $a_m = 50$ см/с², частота колебания $\nu = 0,5$ Гц, смещение точки от положения равновесия в начальный момент времени $x_0 = 25$ мм. Найти амплитуду скорости.

1.38. Написать уравнение гармонического колебания, если амплитуда скорости $9_m = 63$ см/с, период колебаний $T = 1$ с, смещение точки от положения равновесия в начальный момент времени равно нулю. Найти амплитуду ускорения, частоту колебаний.

1.39. Материальная точка массой $m = 5$ г колеблется согласно уравнению $x = 10 \cos(2t + \phi_0)$, где x выражается в сантиметрах. Найти максимальную силу, действующую на точку, и полную энергию.

1.40. Уравнение колебаний материальной точки массой $m = 16$ г имеет вид: $x = 2 \sin(\pi t/8 + \pi/4)$, где x выражается в сантиметрах. Определить кинетическую, потенциальную и полную энергию точки через $\Delta t = 2$ с после начала колебаний.

1.41. Барабан электрокинографа диаметром 16 см вращается с линейной скоростью 0,8 см/с. Пишущий элемент совершает колебания с частотой 1 Гц. Сколько полных колебаний будет записано на ленте за время одного оборота барабана?

1.42. Пишущий элемент регистрирующего прибора совершает колебания по закону $x = 2 \sin \pi(t - 0,4)$ (см). Определить амплитуду, период и начальную фазу колебания. Через какое время после начала отсчета пишущий элемент будет проходить положение равновесия?

1.43. Камертон издает звук частотой 400 Гц. Определить максимальные скорость и ускорение конца ветви камертона, если амплитуда равна 0,2 мм.

1.44. Записать уравнение гармонического колебательного движения точки, если ее максимальное ускорение 158 см/с², период колебаний 1 с и смещение точки от положения равновесия в начальный момент времени 2 см.

1.45. Тело массой 0,01 кг совершает гармонические колебания, уравнение которых имеет вид $x = 0,2 \sin(7\pi t/2 - \pi/10)$ см. Найти значение, квазиупругой силы в момент времени $t = 0,1$ с.

1.46. Уравнение движения точки массой m имеет вид:
 $x = 2 \sin\left(\frac{\pi}{6}t + \frac{\pi}{6}\right)$. Найти зависимость кинетической и потенциальной энергии от времени.

1.47. Чем объяснить, что при работе клепальным молотком 6-КМ, частота вибрации которого составляет 12 Гц, амплитуда, замеренная на локте, значительно превышает амплитуду вибрации самого инструмента (соответственно 1,16 и 0,33 мм)? Будет ли наблюдаться такое явление при частоте вдвое большей?

1.48. Насос для перекачки крови в аппарате «искусственное сердце» имеет диафрагму массой 10 г, совершающую затухающие колебания, описываемые уравнением $x = 0,4e^{-t} \sin 4\pi t$ (см). Под действием внешней периодической силы ее колебания стали описываться уравнением $x = \sin(2\pi t + \varphi)$ (см). Записать уравнение внешней периодической силы. Какова разность фаз между действующей силой и смещением?

1.49. Два одинаково направленных колебания заданы уравнениями: $x_1 = 3 \cos 5(t + 0,04\pi)$, $x_2 = 5 \cos 5(t + 0,14\pi)$. Записать уравнение результирующего колебания.

1.50. Два одинаково направленных гармонических колебания с одинаковой частотой и амплитудами $A_1 = 3$ см и $A_2 = 5$ см складываются в одно гармоническое колебание с амплитудой $A = 7$ см. Найти разность фаз складываемых колебаний.

1.51. На вертикальный вход электронного осциллографа подаются напряжения $U_1 = 4 \cos 314t$ и $U_2 = 4 \cos(314t + \alpha)$. Определить результирующее колебание.

1.52. Логарифмический декремент затухания камертона, колеблющегося с частотой $\nu = 100$ Гц, равен $\lambda = 0,002$. Через какой промежуток времени амплитуда колебаний камертона уменьшится в 100 раз?

1.53. Логарифмический декремент затухания маятника равен $\lambda = 0,02$. Во сколько раз уменьшится амплитуда после 50 полных колебаний?

1.54. Амплитуда колебаний маятника уменьшается в 10 раз за 100 полных колебаний. Определить логарифмический декремент затухания. Через сколько колебаний амплитуда маятника уменьшилась в e раз?

1.55. Дифференциальное уравнение затухающих колебаний имеет вид: $0,5 \frac{d^2 x}{dt^2} + 0,25 \frac{dx}{dt} + 8x = 0$. Определить коэффициент затухания и круговую частоту этих колебаний.

1.56. Источник звука совершает колебания по закону: $x = \sin 2000\pi t$. Скорость распространения звука равна 340 м/с. Записать уравнение колебаний для точки, находящейся на расстоянии $y = 102$ м от источника. Потерями энергии пренебречь, волну считать плоской.

1.57. Источник совершает колебания по закону: $x = 5 \sin 3140t$, где x выражается в метрах. Определить смещение от положения равновесия, скорость и ускорение точки, находящейся на расстоянии $y = 340$ м от источника, через $\Delta t = 1$ с после начала колебания. Скорость распространения волны $\vartheta = 340$ м/с.

2. Звук и его восприятие.

2.1 Источник, помещенный в воду, создает ультразвук с длиной волны $2 \cdot 10^{-3}$ м. Чему равна длина волны звука, выходящего из воды? Температуру воды и воздуха считать равной 20°C ?

2.2. Изменится ли амплитуда колебания частиц в плоской звуковой волне с увеличением частоты звука, если интенсивность его будет оставаться постоянной?

2.3. Известно, что человеческое ухо воспринимает упругие волны в интервале частот от $\nu_1 = 20$ Гц до $\nu_2 = 20$ кГц. Каким длинам волн соответствует этот интервал в воздухе? в воде? Скорости звука в воздухе и воде равны соответственно $\vartheta_1 = 340$ м/с и $\vartheta_2 = 1400$ м/с.

2.4. Согласно измерениям, проведенным Г. В. Бекеши, логарифмический декремент затухания колебаний резонаторов основной мембраны внутреннего уха составляет 1,4. Какую часть от предыдущей составляет каждая последующая амплитуда колебаний мембраны?

2.5. Определить амплитуды смещения молекул воздуха в звуковой волне, которые могут вызвать у человека ощущение звука и болевое ощущение.

2.6. Почему проще получить направленный пучок ультразвуковых волн, чем волн, воспринимаемых ухом человека?

2.7. При диагностировании патологического изменения в тканях организма ультразвуковым методом отраженный сигнал был принят через $5 \cdot 10^{-5}$ с после излучения. На какой глубине в тканях была обнаружена неоднородность?

2.8. Разность хода звуковых волн, приходящих в левое и правое ухо человека, составляет 1 см. Определить сдвиг фаз между обоими звуковыми ощущениями для тона с частотой 1000 Гц. Скорость звука 340 м/с.

2.9. Для определения расстояния до окружающих предметов слепой человек пользуется прибором, основной частью которого является низкочастотный ультразвуковой генератор, посылающий в про-

странство 10 имп/с с длительностью каждого импульса $8,8 \cdot 10^{-3}$ с. Определить минимальную и максимальную дальности действия прибора. Затуханием ультразвука в воздухе при относительно низких частотах можно пренебречь. Скорость ультразвука 340 м/с.

2.10. Автомобильная сирена издает звук частотой 800 Гц. Какой частоте колебаний будет соответствовать звук сирены для неподвижного наблюдателя при приближающемся и удаляющемся автомобиле, если скорость его 90 км/ч?

2.11. Определить скорость движения передней стенки желудочка сердца в сторону груди, если при эхолокации ультразвуком частотой 800 кГц отраженный сигнал воспринимался на частоте 800, 21 кГц. Скорость ультразвука принять равной 1540 м/с.

2.12. Источник звука частотой 1000 Гц и наблюдатель перемещаются относительно друг друга. Одинаковой ли высоты будет казаться звук, если: 1) источник звука движется навстречу неподвижному наблюдателю со скоростью 360 км/ч; 2) с такой же скоростью движется навстречу неподвижному источнику звука наблюдатель? Скорость звука 340 м/с.

2.13. На каких физических явлениях основан клинический метод исследования — перкуссия, т. е. исследование внутренних органов посредством постукивания по поверхности тела и анализа возникающих при этом звуков?

2.14. Барабанная перепонка в норме имеет неправильную форму и неравномерное натяжение на различных участках. Как это влияет на восприятие звуковых колебаний в диапазоне слышимых частот?

2.15. Почему при ультразвуковой терапии необходимо избегать воздушной прослойки между излучателем ультразвука и облучаемыми участками тела?

2.16. Почему наиболее целесообразно в качестве промежуточных передающих сред между источником ультразвука и облучаемой тканью использовать парафиновое масло или воду?

2.17. В определенном диапазоне частот (700 – 800 Гц) барабанная перепонка работает почти как идеальный приемник звука, т. е. звуковые волны, поступающие в слуховые пути, от нее почти не отражаются. При каком условии возможно такое явление?

2.18. Волновое сопротивление мышечной ткани человека равно $1,63 \cdot 10^6$ Па·с/м. Определить скорость распространения ультразвука в мышечной ткани, если ее плотность 1060 кг/м³.

2.19. Голос человека можно слышать на большом расстоянии, но слова разобрать трудно. Чем это объяснить, если учесть, что скорость распространения звуков разной частоты одинакова?

2.20. Для ультразвука частотой 800 кГц коэффициент поглощения мышечной ткани равен $0,19 \text{ см}^{-1}$. Определить толщину ткани, соответствующую уменьшению интенсивности ультразвука вдвое.

2.21. Определить амплитудное значение давления в ткани организма на глубине 2 см при облучении ее ультразвуком интенсивностью 2 Вт/см^2 . Коэффициент поглощения ткани считать равным $0,19 \text{ см}^{-1}$, а ее плотность $1,06 \text{ г/см}^3$.

2.22. Интенсивность ультразвуковой волны на расстоянии 2 см от точечного источника 1 Вт/см^2 . Определить интенсивность волны на расстоянии 10 см от источника, если коэффициент поглощения среды $0,2 \text{ см}^{-1}$.

2.23. На расстоянии 9 м от человека интенсивность звука равна $10^{-6} \text{ мкВт/см}^2$. На каком расстоянии от источника звука находится человек, если в секунду на его барабанную перепонку площадью 70 мм^2 попадает энергия $7 \cdot 10^{-11} \text{ Дж}$?

2.24. Определить силы, действующие на барабанную перепонку человека площадью 70 мм^2 при болевом пороге ощущения и пороге слышимости при частоте 1000 Гц.

2.25. Головка облучателя ультразвукового генератора имеет диаметр 6 см. Определить энергию, излучаемую головкой за десяти минутную процедуру, если интенсивность ультразвука 1 Вт/см^2 . Генератор работает в импульсном режиме с частотой 50 имп/с и длительностью каждого импульса 10 мс.

2.26. Площадь излучающей поверхности процедурной головки ультразвукового генератора равна 10 см^2 . Во сколько раз возрастет интенсивность ультразвука, сконцентрированного с помощью акустической линзы в фокальном пятне диаметром 6 мм, если через линзу проходит 30 % концентрируемой энергии?

2.27. Определить интенсивность сердечных тонов у входа в воронку стетоскопа диаметром 6 см, если на барабанную перепонку площадью 70 мм^2 попадает 74 % звуковой энергии при интенсивности 10^{-15} Вт/см^2 .

2.28. Интенсивность сердечных тонов, воспринимаемых через стетоскоп, равна $10^{-9} \text{ мкВт/см}^2$. Определить уровень интенсивности тонов сердца.

2.29. Произнесенный человеком звук плохо достигает его уха, так как оно находится в звуковой тени. Почему же ослабление слуха относительно собственного голоса происходит только на 5 – 10 фонов?

2.30. Определить величину давления у наружного слухового прохода при пороговом давлении на барабанную перепонку, равном $2 \cdot 10^{-5} \text{ Па}$, учитывая, что в канале уха на резонансной частоте усиление давления равно 10 дБ.

2.31. Интенсивность звука автосирены равна 10^{-7} Вт/см². С учетом допустимого предела уровня шума (70 дБ) объяснить, почему в городах запрещены автосирены.

2.32. Для большинства людей с нормальным слухом изменение громкости звука частотой 1000 Гц ощущается при изменении интенсивности звука на 26 %. Какому интервалу громкости соответствует указанное изменение интенсивности звука?

2.33. Определить амплитудное значение звукового давления для чистого тона частотой 1000 Гц, при котором может наступить разрыв барабанной перепонки. Разрыв барабанной перепонки наступает при уровне интенсивности в 160 дБ.

2.34. Определить отношение величины амплитудного звукового давления на пороге слышимости при частоте 1000 Гц к давлению, обусловленному броуновским движением молекул воздуха при комнатной температуре, примерно равному 10^{-6} Па.

2.35. Шум мотора грузового автомобиля с уровнем интенсивности 80 дБ воспринимается в закрытом помещении, как шум с уровнем интенсивности звука 50 дБ. Найти отношение интенсивностей звука на улице и в комнате.

2.36. Все шумы в зависимости от их частотного спектра разделяют на три класса: низкочастотные – ниже 350 Гц; среднечастотные – 350 – 800 Гц и высокочастотные – выше 800 Гц. Для первого класса допустимый уровень интенсивности 90 – 100 дБ; второго 85 – 90 дБ; третьего – 75 – 85 дБ. Чем обусловлено различие допустимых уровней?

2.37. Если в 60-е гг. XIX в. на магистралях крупных городов уровень интенсивности шума достигал 60 дБ, то в настоящее время на тех же магистралях он равен примерно 110 дБ. Во сколько раз увеличилась интенсивность шума?

2.38. Скольким фонам равен порог слышимости и порог болевого ощущения для звука частотой 1000 Гц?

2.39. Уровень громкости звука частотой 200 Гц повысился с 20 до 50 фон. Во сколько раз увеличилась интенсивность звука?

2.40. Определить интенсивность звуков, которые обладают уровнем громкости 50 фон на частотах 100, 1000 и 5000 Гц.

2.41. Интенсивность звука частотой 200 Гц после прохождения через стенку уменьшалась с 10^{-10} до 10^{-12} Вт/см². На сколько при этом уменьшился уровень громкости?

2.42. Определить уровни громкости звуков, имеющих уровень интенсивности 60 дБ, если их частоты 50, 100, 800, 7000 Гц.

2.43. Одинаково ли громко воспринимаются ухом тон с частотой 1000 Гц и интенсивностью 10^{-10} Вт/м² и тон частотой 200 Гц и интенсивностью 10^{-8} Вт/м²?

2.44. Сложный звук состоит из основного тона с частотой 200 Гц и двух обертонов с частотами 700 и 5000 Гц. Интенсивность основного тона 10^{-12} Вт/см², а интенсивности основного тона и обертонов относятся как 10 : 1 : 1. Определить уровни громкости тонов звука.

2.45. Рассматривая биения сердца как гармонические колебания, определить разность фаз в пульсовой волне между двумя точками артерии, расположенными на расстоянии 25 см друг от друга (локтевая ямка и нижняя треть предплечья). Скорость пульсовой волны считать равной 8 м/с, а частота биений сердца – 70 ударов в минуту.

2.46. Источник звука колеблется по уравнению $x = 0,2 \sin 800\pi t$. Найти уравнение волны, если скорость распространения колебаний равна 340 м/с, и записать уравнение колебаний точки, находящейся на расстоянии 85 м от источника.

2.47. Звуковая волна распространяется со скоростью 340 м/с. Две точки, расположенные на одной прямой с источником, колеблются по закону синуса с амплитудами, равными 0,1 см, и с разностью фаз 135° . Записать уравнение волны и определить смещение точек в момент времени 1,1 с, если расстояния от источника до точек соответственно равны 19 и 34 м.

3. Течение жидкости. Особенности кровотока.

3.1. Скорость течения воды в некотором сечении горизонтальной трубы $\vartheta = 5$ см/с. Найти скорость течения в той части трубы, которая имеет вдвое меньший диаметр? вдвое меньшую площадь поперечного сечения?

3.2. Наблюдая под микроскопом движение эритроцитов в капилляре, можно измерить скорость течения крови ($\vartheta_x = 0,5$ мм/с). Средняя скорость тока крови в аорте составляет около $\vartheta_a = 40$ см/с. На основании этих данных определить, во сколько раз сумма поперечных сечений всех функционирующих капилляров больше сечения аорты.

3.3. В широкой части горизонтальной трубы вода течет со скоростью $\vartheta = 50$ см/с. Определить скорость течения воды в узкой части трубы, если разность давлений в широкой и узкой частях $\Delta p = 10$ мм. рт. ст.

3.4. Измерения давления на различных участках кровеносной системы показывают, что падение давления максимально в малых кровеносных сосудах – артериолах и капиллярах. Чем обусловлено это явление?

3.5. Почему при порезе пальца кровь вытекает из раны равномерно, а не пульсирует в такт биению сердца?

3.6. Объемный расход крови в аорте равен суммарному расходу ее во всех других участках системы кровообращения. Чем обусловлено постоянство расхода крови?

3.7. Объемная скорость кровотока в сонной артерии диаметром 3 мм составляет 180 мл/мин. Определить линейную скорость движения крови.

3.8. Система кровообращения человека обладает минимальным сечением в области аорты, равным примерно 8 см^2 , и максимальным сечением в области капилляров. Определить примерную суммарную площадь сечения капилляров в теле человека и общее их количество, если скорость течения крови уменьшается от 0,4 м/с в аорте до 0,005 м/с в капиллярах. Диаметр капилляра считать равным 10^{-5} м. Эластичностью сосудов пренебречь.

3.9. По артерии сечением S_1 в горизонтальном направлении течет кровь. После разветвления артерии общее сечение кровяного русла увеличивается в n раз. Разность давления между обоими сечениями p . Определить количество крови, протекающее каждую секунду по артерии. Вязкостью крови пренебречь.

3.10. У человека в покое величина кровотока на 100 г мышц руки равна в среднем 2,5 мл в минуту. Определить количество капилляров в тканях мышц, считая, что длина каждого из них составляет 0,3 мм, а диаметр 10 мкм. Разность давлений на концах капилляров принять равной 33,3 гПа.

3.11. Определить кинетическую энергию минутного объема крови, протекающей со скоростью 0,4 м/с через артерию диаметром 3 мм.

3.12. При водолечении струя воды диаметром 1,5 см со скоростью 15 м/с направляется на поверхность тела больного, расположенную перпендикулярно струе. Определить действующую на человека силу, считая скорость частиц после удара о тело равной нулю.

3.13. При нормальной работе сердца человека объем желудочка изменяется от 85 см^3 в начале систолы до 25 см^3 в конце ее. Определить силу, развиваемую желудочком в начале систолы ($p = 9,33 \text{ кПа}$) и в конце ее ($p = 15,9 \text{ кПа}$), если его внутренняя поверхность уменьшается от 93,7 до $41,2 \text{ см}^2$. Форму желудочка считать сферической.

3.14. Почему повреждение крупных вен (подключичной, яремной, верхней полой) представляет большую опасность для человека, чем повреждение крупных артерий?

3.15. Определить работу сердца человека в покое при одном сокращении и его мощность, если среднее давление, при котором кровь выбрасывается в аорту левым желудочком, равно 133,3 гПа, ударный объем 60 мл, скорость крови в аорте 0,5 м/с. Работа правого желудочка составляет примерно 0,2 работы левого желудочка, а время их сокращения 0,3 с.

3.16. Внешняя работа сердца затрачивается на сообщение объема выталкиваемой крови энергии, которая состоит из потенциальной энергии давления, создаваемого для преодоления сопротивления движению крови, и кинетической энергии, необходимой для сообщения крови скорости движения. Определить, сколько процентов от внешней работы составляет кинетический фактор для сердца человека, находящегося в состоянии покоя и при мышечной работе средней интенсивности (см. условие задачи 3.15).

3.17. Вывести формулу для определения полной работы сердца, учитывая, что правый желудочек развивает примерно в шесть раз меньшее давление, чем левый. Считать скорости кровотока и количество крови, выбрасываемое желудочками, одинаковыми.

3.18. Определить, сколько процентов от суточного расхода энергии человека (11500 кДж) затрачивается сердцем на перемещение крови при частоте пульса 70 уд/мин, учитывая, что среднее давление в левом желудочке равно 12 кПа, а в правом в шесть раз меньше. Количество крови, выбрасываемое каждым желудочком, считать равным 60 мл, а скорость кровотока в обоих случаях 0,4 м/с.

3.19. Определить, во сколько раз мощность, развиваемая левым желудочком при одном сокращении сердца человека в состоянии покоя, больше мощности правого желудочка (см. условие задачи 3.15).

3.20. Почему для быстрого введения большого количества жидкости внутривенно не пользуются иглой для подкожных инъекций?

3.21. Внутренние диаметры двух игл равной длины, присоединенных к одинаковым шприцам, относятся как 1 : 2. В каком отношении будут находиться объемы жидкостей, выбрасываемые в единицу времени через иглы, если на поршни шприцев действуют с одинаковой силой?

3.22. При инъекции иногда возникает необходимость быстрого введения лекарственных веществ. В каком случае и во сколько раз процедура пройдет быстрее: при увеличении давления в два раза или при увеличении диаметра иглы в два раза? Длины игл одинаковые.

3.23. Вязкость, или коэффициент внутреннего трения для крови, равна 0,004 – 0,005 Па·с, а для плазмы крови 0,0017 – 0,0022 Па·с. Чем обусловлено значительное различие их вязкости?

3.24. Определить, какую разность давлений необходимо создать в шприце для пропускания воды с объемным расходом 10 см³/мин: а) через тонкую трансфузионную иглу длиной 3 см и диаметром 1 мм; б) через иглу для подкожной инъекции длиной 2 см и диаметром 0,3 мм. Температура воды 20 °С.

3.25. Какой объем крови проходит через капилляр диаметром 8 мк и длиной 0,5 мм в течение часа, если давление на артериальном конце капилляра 40, а на венозном 13,3 гПа?

3.26. Диаметр поршня шприца 20 мм, площадь отверстия иглы $0,5 \text{ мм}^2$. Сколько времени будет вытекать из горизонтально расположенного шприца раствор новокаина вязкостью $0,00124 \text{ Па}\cdot\text{с}$, если действовать на поршень силой 4 Н? Ход поршня 4 см, длина иглы 4 см.

3.27. По мере разветвления артериальной системы скорость кровотока уменьшается от 50 см/с в аорте до $0,05 \text{ см/с}$ в капиллярах, что приводит к уменьшению динамического давления. Почему одновременно снижается статическое давление в капиллярах?

3.28. Определить сопротивление кровотоку в капилляре длиной 0,7 мм и диаметром 8 мкм.

3.29. При нормальной частоте сокращений сердца полный кругооборот крови происходит за 60 с. Считая объем крови равным 5 л, определить общее сопротивление кровотоку. Перепад давления в сердце принять равным $13,3 \text{ кПа}$.

3.30. В каких сосудах системы кровообращения человека – крупных или мелких – существует большая вероятность перехода ламинарного течения крови в турбулентное?

3.31. Критерием возникновения турбулентности в потоке крови является критическое число Рейнольдса Re , значение которого не зависит от относительного содержания эритроцитов в крови, и составляет в среднем 970 ± 80 . Каков физический смысл данного числа?

3.32. Относительно точные измерения критического числа Рейнольдса основаны на определении электрического сопротивления текущей крови, которое увеличивается при возникновении турбулентности в кровеносном сосуде. Чем обусловлено данное явление?

3.33. При атеросклерозе критическое число Рейнольдса в некоторых сосудах становится равным 1160. Определить скорость, при которой возможен переход ламинарного течения крови в турбулентное в сосуде диаметром 2,5 мм.

3.34. Определить линейную скорость кровотока в аорте радиусом 1,5 см, если при длительности систолы 0,25 с через аорту протекает 60 мл крови. Во сколько раз эта скорость меньше критической? Число Рейнольдса считать равным 1160.

3.35. Если каплю крови разбавить дистиллированной водой или 0,3%-ным физиологическим раствором, то красные кровяные тельца разбухают, оболочка лопается и содержащийся в них пигмент выделяется наружу. При добавлении к эритроцитам 10%-ного физиологического раствора вода из них вытягивается и они сжимаются. Объяснить, чем вызваны такие явления.

3.36. Почему при наличии избыточного количества воды в тканях организма для создания гидремии (увеличенного содержания воды в крови) вводят внутривенно раствор сульфата натрия, для которого стенки капилляров относительно непроницаемы?

4. Теплопередача. Терморегуляция.

4.1. Чем обусловлено весьма сложное пространственное распределение температуры в теле человека?

4.2. При очень интенсивных физических нагрузках температура тела человека может увеличиться до $38 - 39^{\circ}\text{C}$. Чем обусловлено это явление?

4.3. Почему в сухом воздухе человек может выдержать температуру, превышающую 100°C ?

4.4. Повышение температуры тела на 1°C вызывает повышение интенсивности основного обмена на 7 %. С чем связано такое изменение?

4.5. Общее выделение энергии у человека в состоянии покоя составляет $210 \text{ кДж}/(\text{м}^2 \cdot \text{ч})$, а при средней мышечной нагрузке – $726 \text{ кДж}/(\text{м}^2 \cdot \text{ч})$. При оценке степени участия отдельных систем и органов в общем теплообразовании установлено, что для скелетных мышц оно составляет соответственно 20 и 75 %. Чем обусловлено значительное увеличение теплопродукции скелетных мышц при нагрузке?

4.6. Какие изменения происходят в характере теплообмена человека с окружающей средой в условиях, когда температура ее выше температуры тела?

4.7. При неподвижном пребывании человека в воде при температуре 12°C в течение 4 мин расходуется около 420 кДж теплоты, т. е. столько же, сколько на воздухе при этой же температуре расходуется за 1 ч. Почему это происходит?

4.8. Количество теплоты, поглощаемой при образовании одной бактериальной клетки *Escherichia coli*, составляет $16,8 \cdot 10^{-10}$ Дж при температуре $37,5^{\circ}\text{C}$. Чему равно изменение энтропии клетки?

4.9. Величина изменения энтропии при образовании бактериальной клетки *Bacillus pumnoticus* равна $3,9 \cdot 10^{-11}$ Дж/К, а количество теплоты, поглощенное при этом, составило $12,6 \cdot 10^{-12}$ Дж. При какой температуре проводилось культивирование бактерий?

4.10. Определить изменение энтропии 1 кг воды, если ее нагреть от 0 до 50°C .

4.11. В определенном интервале температур (приблизительно от 19 до 31°C), когда температура кожи регулируется изменением кровоснабжения, увеличение относительной влажности на 1 % над уровнем в 36 % сопровождается увеличением температуры кожи на $0,01^{\circ}\text{C}$. Чем вызвано такое изменение температуры?

4.12. Теплопотери организма в условиях умеренного климата в среднем для человека равны 7500 кДж в сутки. Сколько процентов от указанной величины составляют теплопотери за счет испарения, если за сутки человек выдыхает с воздухом около 300 г пара, а с по-

верхности кожи при нормальном потоотделении (при температуре окружающей среды $16 - 18\text{ }^{\circ}\text{C}$) испаряется 500 г пота. Удельную теплоту испарения воды при температуре тела человека считать равной $2,42 \cdot 10^6\text{ Дж/кг}$.

4.13. Какую роль играет температура окружающих предметов в самочувствии человека?

4.14. Какова была бы мощность теплового излучения тела человека, если бы все его теплопотери, составляющие в условиях умеренного климата в среднем 7542 кДж за сутки, осуществлялись только путем излучения?

4.15. Тело человека можно сравнить с телом, температура которого 300 К и поглощательная способность 95% . Определить, какое количество теплоты излучается с 1 м^2 поверхности тела в течение часа, если температура окружающей среды $25\text{ }^{\circ}\text{C}$.

4.16. Спектральная плотность энергетической светимости абсолютно черного тела в некотором интервале длин волн равна $\epsilon_{\lambda} = 30\text{ кВт/(м}^3\cdot\text{нм)}$. Чему равна соответствующая спектральная плотность энергетической светимости серого тела, имеющего ту же температуру и коэффициент поглощения $\alpha = 0,8$?

4.17. При какой температуре энергетическая светимость абсолютно черного тела равна $R_{\text{чр}} = 500\text{ Вт/м}^2$?

4.18. При какой температуре энергетическая светимость серого тела равна $R = 500\text{ Вт/м}^2$? Коэффициент поглощения $\alpha = 0,5$.

4.19. Определить энергетическую светимость тела человека при температуре $t = 36\text{ }^{\circ}\text{C}$, принимая его за серое тело с коэффициентом поглощения $\alpha = 0,9$.

4.20. Определить температуру окружающей среды, если тело человека подвергается излучению интенсивностью $0,13\text{ Вт/см}^2$. Температуру кожи принять равной $32\text{ }^{\circ}\text{C}$.

4.21. Определить тепловые потери с 1 см^2 поверхности организма за минуту путем лучеиспускания, если температура поверхности кожи $32\text{ }^{\circ}\text{C}$, а окружающей среды $17\text{ }^{\circ}\text{C}$.

4.22. На сколько процентов возрастет мощность излучения с 1 см^2 поверхности тела человека, если температура тела изменится с 36 до $39\text{ }^{\circ}\text{C}$?

4.23. На какую длину волны приходится максимум испускательной способности тела человека, если как источник излучения оно обладает такими же свойствами, как абсолютно черное тело при температуре 300° K ?

4.24. В лампе инфракрасного излучения (инфракруж) максимум излучательной способности соответствует длине волны 4 мкм . Определить температуру спирали лампы.

4.25. Почему тепловая лампа, баллон которой изготовлен из синего стекла, вызывает ощущение более интенсивного тепла, чем такой же мощности лампа с баллоном из бесцветного стекла?

4.26. Максимум излучательной способности Солнца приходится на длину волны 0,48 мкм. Определить мощность, излучаемую с каждого квадратного метра поверхности Солнца, считая, что оно излучает, как абсолютно черное тело.

5. Электричество.

5.1. Электростатический душ представляет собой систему из двух электродов, соединенных с источником высокого постоянного напряжения (5 – 50 кВ). Один электрод прибора заземляют, второй электрод, представляющий систему острий, располагают над головой пациента. Объяснить, какое явление лежит в основе применения электростатического душа в медицине.

5.2. Между внутренней частью клетки и наружным раствором существует разность потенциалов (мембранный потенциал покоя) порядка $U = 80$ мВ. Полагая, что электрическое поле внутри мембраны однородно, и считая толщину мембраны $l = 80$ А, найти напряженность этого поля.

5.3. Емкость больного, лежащего на изолирующем матраце, которым покрыт операционный стол, составляет 300 пФ. Какое количество статического электричества должно накопиться на больном для образования между ним и столом разности потенциалов 2 кВ? Достаточно ли этого запаса электрической энергии для зажигания 5%-ной наркотической смеси паров эфира в воздухе, если минимальная энергия зажигания равна $2 \cdot 10^{-4}$ Дж?

5.4. Определить диэлектрическую проницаемость биологической мембраны толщиной $7,5 \cdot 10^{-9}$ м, если ее емкость равна 1 мкФ/см².

5.5. На больничном оборудовании в условиях, благоприятных для образования статического электричества, разность потенциалов редко превышает 10 – 15 кВ. Сможет ли произойти искровой разряд между стойкой металлической тележки и водопроводной трубой, если расстояние между ними окажется равным 0,8 см? Напряженность поля, при которой может произойти разряд, принять равной 30 кВ/см.

5.6. Как показывают измерения, для большинства клеток емкость 1 см² их мембраны равна 1 мкФ. Определить заряд 1 см², обеспечивающий при такой емкости разность потенциалов на мембране 1 мВ. Сколько молей однозарядных ионов должно пройти при этом через 1 см² мембраны?

5.7. Два электрода площадью 100 см² каждый, присоединенные к аппарату гальванизации, притягиваются друг к другу с силой 0,04 Н.

Определить напряженность электрического поля между пластинами, если они разделены слоем диэлектрика с диэлектрической проницаемостью, равной 2.

5.8. Определить напряженность электрического поля между пластинами конденсатора емкостью C , подключенного к аппарату гальванизации, напряжение которого U . Площадь перекрытия пластин составляет S , а относительная диэлектрическая проницаемость ϵ .

5.9. Определить возможные пределы изменения емкости терапевтического контура аппарата УВЧ-2М, в котором параллельно конденсатору переменной емкости на 10 – 80 пФ присоединен конденсатор на 48 пФ.

5.10. В схеме дефибриллятора – прибора для восстановления сокращений остановившегося или фибриллирующего сердца при помощи электрического раздражения – имеются два параллельно соединенных конденсатора емкостью по 8 мкФ. Определить заряд батареи конденсаторов и среднюю мощность разряда, если он происходит за 10 мс. Напряжение на батарее равно 5000 В.

5.11. Найти электрический момент системы электрон – ядро атома водорода, рассматривая эту систему как диполь. Расстояние между ядром и электроном принять равным $r = 10^{-8}$ см.

5.12. В результате поляризации на концах диэлектрика возникли связанные заряды с поверхностной плотностью $\sigma_{св} = 10^{-10}$ Кл/м². Образец диэлектрика имеет форму цилиндра длиной $l = 30$ см и площадью поперечного сечения $S = 1$ см². Считая поляризованный диэлектрик диполем, найти его электрический момент.

5.13. Какой максимальный момент силы действует в электрическом поле с напряженностью $E = 20$ кВ/м на молекулу воды ($p = 6,22 \cdot 10^{-30}$ Кл·м)?

5.14. Найти потенциал поля, созданного диполем в точке A , удаленной на расстояние $r = 0,5$ м в направлении под углом $\alpha = 30^\circ$ относительно электрического момента p диполя. Среда – вода. Диполь образован зарядами $q = 2 \cdot 10^{-7}$ Кл, расположенными на расстоянии $l = 0,5$ см.

5.15. Постоянный ток 0,05 А представляет опасность для жизни человека. Определить минимальную величину напряжения, при котором ток может достигнуть этого значения, если сопротивление тела человека в зависимости от условий изменяется от 1000 до 100 000 Ом.

5.16. Где более необходимо заземление корпусов электрической аппаратуры: а) в сухих помещениях с деревянным полом; б) в сырых помещениях с цементным полом?

5.17. Почему приближение человека к месту упавшего провода высоковольтной линии электропередачи сопряжено с опасностью поражения током?

5.18. Сопротивление ткани постоянному току в цепи между электродами при гальванизации составляет 2000 Ом при площади прокладок 100 см^2 и плотности тока $0,1 \text{ мА/см}^2$. Определить напряжение, которое должен обеспечивать аппарат гальванизации.

5.19. Определить величину заряда, проходящего при гальванизации через участок ткани человека в течение 2 мин, если плотность тока равна $0,1 \text{ мА/см}^2$, а размер электродов $4 \times 6 \text{ см}$.

5.20. Потенциометр аппарата гальванизации АГН-2 состоит из трех секций константанового провода диаметром 0,2; 0,1 и 0,15 мм сопротивлением соответственно 500, 2200 и 300 Ом. Определить длину проводника каждой секции и падения напряжения на них, если напряжение на выходных клеммах аппарата без нагрузки равно 100 В.

5.21. Для питания рентгеновского аппарата используется силовая линия длиной 400 м с диаметром медных проводов 4,5 мм. Можно ли подключить к этой линии рентгеновский аппарат АРД-2, для которого допустимое сопротивление всей линии не должно превышать 0,4 Ом?

5.22. Спираль нагревательного элемента лампы для инфракрасного облучения изготавливается из нихромовой проволоки диаметром 0,5 мм. Сопротивление спирали, нагретой до 500°C , составляет 88 Ом. Определить длину проволоки спирали.

5.23. Мощность, потребляемая аппаратом гальванизации I-1, равна 35 Вт. Определить КПД аппарата, если максимальное напряжение в терапевтической цепи при сопротивлении 500 Ом составляет 50 В.

5.24. Ток, потребляемый аппаратом УВЧ от сети при напряжении 220 В, равен 0,8 А. В теле больного при этом поглощается мощность 15 Вт. Определить КПД генератора и количество теплоты, выделившейся в тканях, если процедура длилась 10 мин.

5.25. При определении разности температур между различными участками поверхности кожи человека с помощью термопары медь – константан в качестве индикатора использовался гальванометр чувствительностью $0,5 \cdot 10^{-7} \text{ А/дел}$ и с сопротивлением обмотки подвижной катушки 50 Ом. Чему равна разность температур, если при суммарном внешнем сопротивлении цепи 80 Ом стрелка отклонилась на 20 делений? Коэффициент термо-ЭДС термопары равен $41,5 \text{ мкВ/К}$.

5.26. Какое минимальное изменение температуры тела человека можно определить с помощью термопары железо – константан, если измерительный прибор (гальванометр) имеет чувствительность 10^{-9} А/дел и сопротивление 20 Ом? Коэффициент термо-ЭДС термопары 50 мкВ/К , а ее сопротивление 5 Ом.

5.27. Почему при определении сопротивления тканей организма с помощью амперметра и вольтметра при использовании источника постоянного тока расчетный результат бывает больше, чем действительное значение сопротивления?

5.28. Почему в живом организме оболочки клеток и других тканевых элементов, включая поверхности раздела фаз, различных по физико-химическим свойствам, являются поляризованными?

6.29. Наружная поверхность мембраны живой неповрежденной клетки заряжена положительно, а внутренняя отрицательно. Чем обусловлено подобное распределение зарядов на мембране?

5.30. Если два микроэлектрода, соединенных с чувствительным гальванометром, приложить к разным точкам наружной поверхности клетки, то стрелка прибора не отклонится. Однако при введении одного микроэлектрода внутрь клетки прибор регистрирует ток. Почему?

5.31. Омическое сопротивление нервного волокна в состоянии покоя равно 1000 Ом/см^2 , а при возбуждении снижается до 25 Ом/см^2 . Во сколько раз при этом увеличивается проводимость мембраны?

5.32. Почему с развитием потенциала действия уменьшается электрический импеданс нервного волокна?

5.33. Средние значения концентраций ионов K^+ , Na^+ , Cl^- в аксоплазме гигантского аксона кальмара соответственно равны 410; 49; 40 моль/ м^3 , а в морской воде 10; 460; 540 моль/ м^3 . Вычислить потенциал Нернста для каждого из этих ионов при температуре 27°C , указывая соответствующий знак. Учитывая, что измеренное значение электрического потенциала аксона равно -58 мВ (по отношению к внешней среде), определить, какие ионы находятся в равновесии.

5.34. Потенциал покоя скелетной мышцы равен 88 мВ. Определить отношение концентраций ионов калия внутри мышечного волокна и во внешней среде. Температуру тела человека считать равной 37°C .

5.35. Почему величина потенциала покоя клетки, рассчитанная по формуле Нернста, оказывается больше, чем определяемая экспериментальным путем?

5.36. Определить потенциал покоя клетки при температуре 20°C , если отношение концентраций ионов калия в клетке и окружающей среде равно 10 : 1.

5.37. Электрический потенциал клетки измеряют, вводя в нее микроэлектрод, представляющий тонкую трубочку, заполненную концентрированным раствором KCl . Считая одинаковым подвижности ионов K^+ и Cl^- , объяснить, почему трубочку наполняют концентрированным раствором KCl .

5.38. Ионофорез применяется для введения лекарственных веществ в тело человека. Определить, какое количество ионов йода будет введено больному за 10 мин при плотности тока $0,05 \text{ мА/см}^2$ с электрода площадью 5 см^2 .

5.39. Как, не имея электроизмерительных приборов, определить, какой в цепи ток: переменный или постоянный?

5.40. Почему при равенстве напряжения постоянного тока эффективному напряжению переменного тока последний оказывает более сильное воздействие на организм человека?

5.41. Можно ли считать удачным выбор частоты переменного тока 50 Гц с точки зрения опасности поражения человека электрическим током?

5.42. Мгновенное значение напряжения синусоидального тока для фазы $\pi/6$ равно 150 В. Каковы амплитудное и эффективное значения напряжения?

5.43. Как проверить исправность сглаживающего фильтра в аппарате гальванизации, если в распоряжении имеются только высокоомные наушники?

5.44. Почему с повышением частоты переменного тока раздражающее действие его на ткани организма человека снижается?

5.45. При действии импульсов тока на ткани организма человека возникает изменение формы импульсов сравнительно с формой импульсов приложенного напряжения. Почему?

5.46. Определить среднюю скорость (мВ/с) нарастания зубца T на электрокардиограмме, если за 25 мс напряжение изменилось от 0,13 до 0,27 мВ.

5.47. Скорость изменения пороговой силы тока выражается формулой $\frac{dI}{dt} = -\frac{1,12}{t^2}$. Найти закон изменения тока, если в момент времени $t = 0,4$ мс соответствующее значение тока 3,2 мА.

5.48. Форму комплекса потенциалов, возникающих при возбуждении сетчатки глаза светом (электроретинограмма), можно выразить уравнением $U = r \sin(-0,00305t^3 + 0,056t^4 - 0,159t)$, где r — постоянная электроретинограммы; t — время, мс. Определить скорость изменения потенциала в начальный момент времени ($t = 0$), величину потенциала и скорость его изменения в момент времени $t = 4,5$ мс.

5.49. Изменение величины высокого напряжения в рентгеновском аппарате осуществляется с помощью регулировочного автотрансформатора, обмотка которого содержит 147 витков, включенных в сеть напряжением 220 В. Определить величину напряжения, снимаемого с автотрансформатора, если переключатель вторичной цепи перевести на 20 витков в сторону их уменьшения.

5.50. Какое сопротивление оказывает переменному току конденсатор емкостью 2 мкФ в цепи зажигания аргоно-ртутно-кварцевой горелки при включении ее в сеть с частотой 50 Гц?

5.51. Конечность, на которую наложены электроды, имеет омическое сопротивление порядка 1000 Ом и емкость 0,02 мкФ. Определить проводимость такого участка, угол сдвига фаз между током и напря-

жением для частоты 50 Гц, считая, что омическое и емкостное сопротивления соединены последовательно.

5.52. Определить индуктивность катушки электромагнитного реле времени на переменном токе с частотой 50 Гц, если напряжение источника питания будет 330 В, а сопротивление, ограничивающее ток катушки до 2,5 мА, равно 110 кОм. Активным сопротивлением катушки пренебречь.

5.53. Определить активное сопротивление катушки электромагнитного реле в схеме рентгеновского аппарата, если индуктивность катушки 150 Гн, ток 2,5 мА, напряжение 120 В, частота сети 50 Гц.

5.54. Для группового ультрафиолетового облучения используется лампа ПРК-7. Последовательно с лампой включаются дроссель и реостат, сопротивление которого 4 Ом. Определить индуктивность дросселя, если напряжение на лампе в рабочем режиме 135 В, а сила тока в цепи 8,05 А. Напряжение сети 220 В, частота 50 Гц. Активным сопротивлением дросселя пренебречь.

5.55. Используя векторную диаграмму, определить угол сдвига фаз, омическое и индуктивное сопротивления в последовательной цепи переменного тока, если результирующий вектор импеданса равен 6 Ом, вектор емкостного сопротивления 4 Ом, а угол между ними 60°.

5.56. Предохранители в электронной аппаратуре в основном перегорают не во время работы, а в момент включения или выключения. Объяснить это явление.

5.57. В рентгеновском полуволновом аппарате РУМ-4 используется рентгеновская трубка номинальной мощностью 3 кВт. Определить, на какую мощность нагружается рентгеновская трубка в данном аппарате, если напряжение на аноде 100 кВ, а анодный ток 20 мА. Мощность рентгеновской трубки составляет 0,7 от расчетной. Каково максимальное значение тока, допустимого для данной трубки при том же напряжении на аноде?

5.58. Мощность, потребляемая ртутно-кварцевой горелкой ПРК-5, составляет 240 Вт. Определить угол сдвига фаз между током и напряжением в цепи горелки, если эффективное значение тока равно 2,3 А, а напряжение на горелке 120 В.

5.59. Почему при помещении между обкладками терапевтического контура различных частей тела расстраивается резонанс между анодным и терапевтическим контурами?

5.60. Подключение измерительных приборов к колебательным контурам работающей электронной аппаратуры допустимо в том случае, если входная емкость прибора значительно меньше емкости контура. Почему?

5.61. Какой длины необходимо изготовить полуволновой диполь для излучения электромагнитных волн в пространство, если в качестве генератора использовать аппарат УВЧ с частотой 40,68 МГц?

5.62. Колебательный контур аппарата для терапевтической диатермии состоит из катушки индуктивности и конденсатора емкостью 300 пФ. Определить индуктивность катушки, если частота генератора 1 МГц.

5.63. Терапевтический контур аппарата УВЧ, работающего на частоте 40,68 МГц, состоит из катушки индуктивностью 0,17 мкГн и конденсатора переменной емкости на 10 – 80 пФ, зашунтированного конденсатором на 48 пФ. При какой емкости переменного конденсатора терапевтический контур будет настроен в резонанс с анодным? В каких пределах может изменяться собственная частота терапевтического контура?

5.64. Активное сопротивление терапевтического колебательного контура аппарата УВЧ равно $5 \cdot 10^{-3}$ Ом, индуктивность 25 мкГн, а частота 40 МГц. Определить коэффициент затухания, емкость и период колебаний в контуре.

6. Оптика.

а) Глаз и оптические приборы.

6.1. На плосковыпуклую линзу падает пучок лучей, параллельный ее оптической оси. Какой стороной, плоской или выпуклой, целесообразно ориентировать линзу к падающему свету для уменьшения сферической абберации?

6.2. Чем объяснить, что при искусственном расширении зрачка с помощью лекарства глаз начинает хуже различать предметы?

6.3. Характерны ли для оптической системы глаза сферическая и хроматическая абберации?

6.4. Чем в основном обусловлено преломление световых лучей, проникающих в глаз, – роговицей, хрусталиком или стекловидным телом?

6.5. Чем объяснить, что человек, находясь в воде, даже очень чистой, плохо различает предметы?

6.6. Какой человек будет лучше видеть предметы под водой – страдающий близорукостью или дальновзоркостью?

6.7. Сможет ли видеть человек с нормальной остротой зрения, если у него удалить хрусталик? Чем будет отличаться его зрение от зрения человека с нормальными глазами, если не прибегать к коррекции?

6.8. Во сколько раз изображение предмета на сетчатке глаза меньше самого предмета, находящегося на расстоянии 30 м от наблю-

дателя? Фокусное расстояние оптической системы глаза принять равным 1,5 см.

6.9. При наличии набора пробных очковых стекол для определения оптической силы неизвестного стекла пользуются методом нейтрализации, сущность которого заключается в совмещении стекол и получении пары, эквивалентной плоскопараллельной пластинке. Как можно убедиться, что достигнута нейтрализация? Чему равна оптическая сила линзы, если нейтрализация получилась с линзой +5 дптр?

6.10. При исследовании переднего отдела глазного яблока матовая электрическая лампа помещается на 40 см впереди и слева от пациента. Линзой в 20 дптр направляют пучок бокового света на роговицу. На каком расстоянии от лампочки должна быть расположена линза, чтобы получить наибольшую освещенность минимального участка роговицы?

6.11. Наибольшее расстояние, с которого человек может прочесть текст книги, 80 см, а наименьшее 25. Определить, на сколько изменяется при этом оптическая сила его глаз.

6.12. При исследовании глаза используется лупа оптической силой 12 дптр, которая дает возможность при ярком боковом освещении рассмотреть детали переднего отдела глазного яблока. На каком расстоянии от глаза пациента необходимо расположить лупу? Во сколько раз будут увеличены рассматриваемые элементы глаза?

6.13. Почему угловое увеличение лупы возрастает для людей, глаза которых плохо приспособляются к рассматриванию близких предметов? Видят ли такие лица, пользуясь лупой, более мелкие детали, чем лица с хорошей аккомодацией глаз на близкие предметы?

6.14. Вогнуто-выпуклая очковая линза с показателем преломления 1,5 имеет радиус кривизны выпуклой поверхности 12 см, вогнутой – 18 см. Определить фокусное расстояние линзы

6.15. Показатель преломления стекла для красных лучей спектра ($\lambda=760$ нм) равен 1,510, а для фиолетовых ($\lambda=360$ нм) – 1,531. Определить расстояние между фокусами для красных и фиолетовых лучей двояковыпуклой линзы с радиусами кривизны поверхностей 15 см

6.16. При максимальной аккомодации радиус кривизны передней поверхности хрусталика изменяется от 10 до 5,5 мм, задней – соответственно от 6 до 5,5 мм. На сколько при этом увеличивается оптическая сила хрусталика? Показатель преломления хрусталика 1,424, окружающей среды 1,336.

6.17. Врачи, выписывая очки, выражают оптическую силу стекол в диоптриях, а в оптических магазинах иногда ограничиваются измерением кривизны стекол, считая, что кривизна стекла соответствует его оптической силе. Когда такой метод будет правильным, если показатель преломления стекла 1,5?

6.18. Двояковыпуклая линза с радиусами кривизны 4 и 5 см изготовлена из стекла с показателем преломления 1,5. Определить оптическую силу линзы. Во сколько раз увеличение линзы при использовании ее в качестве лупы будет больше для нормального глаза, чем для близорукого при расстоянии наилучшего зрения 18 см?

6.19. Почему человек с нормальным зрением, надевший достаточно сильные очки для дальнорезких глаз, видит окружающие предметы неотчетливо?

6.20. Пределы аккомодации у близорукого человека лежат между 10 и 25 см. Определить, как изменятся эти пределы, если человек наденет очки, оптическая сила линз которых -4 дптр?

6.21. На сколько изменяется оптическая сила глаза, для которого дальняя точка ясного зрения находится в бесконечности, а ближняя на расстоянии 10 см?

6.22. На каком расстоянии близорукий человек может читать без очков мелкий шрифт, если он обычно пользуется очками с оптической силой -4 дптр?

6.23. Глаз дальнорезкого человека аккомодирует, не напрягаясь, на расстоянии 50 см. Какова должна быть оптическая сила очков, чтобы предел аккомодации был понижен до 20 см?

6.24. Для людей, страдающих дальнорезкостью, изготавливаются бифокальные очки, у которых верхняя часть каждого стекла предназначена для зрения вдаль, а нижняя — для чтения или рассматривания предметов на близком расстоянии. Какие бифокальные очки были бы удобны для дальнорезкого человека, расстояние наилучшего зрения которого 80 см?

6.25. Как должны работать люди, пользующиеся очками, с микроскопом: смотреть в окуляр через очки или без них?

6.26. Найти фокусное расстояние объектива микроскопа, дающего увеличение в 500 раз, если фокусное расстояние окуляра 4 см, а длина тубуса 20 см.

6.27. В микроскопе главное фокусное расстояние объектива 5 мм, окуляра 25 мм. Во сколько раз увеличится изображение предмета, находящегося от объектива на расстоянии 5,2 мм, при рассматривании его нормальным глазом? Какова будет при этом длина тубуса?

6.28. Диаметр бактерии 7,5 мкм. Определить диаметр изображения при использовании микроскопа, если фокусные расстояния объектива и окуляра соответственно 4 и 24 мм. Предметное стекло расположено на расстоянии 4,2 мм от оптического центра объектива.

6.29. Определить увеличение микроскопа с фотонасадкой, если фокусные расстояния объектива и окуляра соответственно 18,2 и 36 мм. Длина тубуса 150 мм, а расстояние от окуляра до фотопластины 13 см.

6.30. При фотографировании биологического препарата с помощью микрофотонасадки его размер на фотопластинке оказался равным 5 мм. Определить истинный размер препарата, если фокусные расстояния объектива и окуляра соответственно 18,2 и 17 мм. Расстояние предмета от объектива 20,2 мм, а расстояние фотопластинки от окуляра 14 см.

б) Волновые свойства света. Фотометрия.

6.31. При прохождении одного луча монохроматического света через объект исследования и окружающую среду, а другого только через среду между лучами получилась разность хода 0,4λ. Определить разность фаз этих лучей.

6.32. Разность фаз двух интерферирующих волн 180°. Определить их разность хода.

6.33. При изготовлении оптических систем с «просветленной оптикой» на поверхность линз наносят тонкий слой прозрачного вещества, показатель преломления которого меньше, чем у стекла. В результате интерференции света при отражении от границы воздух – слой и слой – стекло уменьшается коэффициент отражения поверхности линзы. Оценить толщину наносимого слоя при нормальном падении света.

6.34. Нормально на щель падает монохроматический свет $\lambda = 700$ нм. Угол отклонения лучей, соответствующих второму минимуму, равен 1°. Определить ширину щели.

6.35. Щель освещена светом, содержащим волны двух длин. На экране первый дифракционный максимум одной волны попадает на второй максимум другой волны. Найти отношение этих длин волн. Накладываются ли максимумы высших порядков этих волн? Свет на щель падает нормально.

6.36. Сколько штрихов на 1 см имеет дифракционная решетка, если зеленая линия ртути ($\lambda = 546,1$ нм) в спектре третьего порядка наблюдается под углом 14°11'? Свет на дифракционную решетку падает нормально. Для какой еще длины волны видимого света это направление будет соответствовать максимуму?

6.37. Дифракционная решетка освещена белым светом, падающим нормально к ее поверхности. Спектры второго и третьего порядков частично накладываются друг на друга. На какую длину волны в спектре третьего порядка накладывается длина волны 589 нм, соответствующая желтой части спектра?

6.38. При определении качества обработки поверхности очковых стекол пользуются оптическим микроскопом. Какова должна быть минимальная числовая апертура микроскопа, чтобы можно было различать царапины шириной до 0,006 мм при отсутствии их

личать царапины шириной до 0,006 мм при отсутствии их скоплений? Длину волны света считать равной 555 нм.

6.39. Во сколько раз размеры объектов, исследуемых с помощью микроскопа с числовой апертурой 0,20, могут быть меньше размеров объектов, видимых нормальным глазом с расстояния наилучшего зрения?

6.40. В отличие от обычного в микроскопе с иммерсионным объективом между покровным стеклом и линзой объектива вводят каплю прозрачного масла с показателем преломления, примерно равным показателю преломления стекла. Почему уменьшается при этом предел разрешения микроскопа?

6.41. Определить числовую апертуру иммерсионного объектива микроскопа, если его апертурный угол равен 70° , а иммерсионной средой является кедровое масло ($n = 1,51$).

6.42. Определить минимальные размеры объектов, различаемых в микроскоп с иммерсионным объективом, при показателе преломления среды 1,5 и апертурном угле 70° , если при освещении белым светом основную роль играют лучи с длиной волны около 555 нм, соответствующие максимальной чувствительности глаза.

6.43. Для исследования биологического действия лазерного излучения используют преимущественно лазеры на неодиме ($\lambda = 1064$ нм) и рубине ($\lambda = 694$ нм). Чем можно объяснить, что в клинической офтальмокопии для уничтожения опухолей глазного дна нашел применение рубиновый лазер?

6.44. Почему при исследовании некоторых биологических структур в поляризованном свете наблюдается чередование светлых и темных участков?

6.45. Для проверки натяжения в стеклянных изделиях пользуются поляризационными очками, через которые предмет рассматривается в световом потоке, отраженном от горизонтально расположенной темной стеклянной пластинки, играющей роль поляризатора. Под каким углом к горизонтальной поверхности следует рассматривать изделие, если показатель преломления стекла 1,73?

6.46. Какая волна получится в результате интерференции двух плоскополяризованных волн одинаковой длины с взаимно перпендикулярными векторами \vec{E}_1 и \vec{E}_2 в двух случаях: 1) разность фаз векторов равна нулю; 2) фазы векторов отличаются на угол φ ?

6.47. Плоскополяризованный свет с длиной волны 583 нм падает нормально на пластинку из кварца, вырезанную параллельно оптической оси кристалла. Определить: 1) длины волн обыкновенного и необыкновенного лучей в кристалле, если их показатели соответственно равны 1,544 и 1,553; 2) разность хода лучей, прошедших через пластинку толщиной 0,2 мм, 3) какой наименьшей толщины должна быть

пластинка, чтобы разность фаз выходящих из кристалла лучей составляла 90° .

6.48. Поле зрения полутеневого сахариметра имеет вид круга. Плоскость поляризации света в правой половине круга расположена под углом β к плоскости поляризации света в левой половине круга. Как необходимо расположить плоскость поляризации анализатора, чтобы яркость двух частей поля была одинакова?

6.49. Как изменится интенсивность света, прошедшего через анализатор и поляризатор, если угол между их плоскостями поляризации изменится от 30 до 60° ? Поглощением света пренебречь.

6.50. Между двумя скрещенными николями поместили пластинку кварца толщиной $4,15$ мм. В результате поворота плоскости поляризации монохроматического света с длиной волны 589 нм поле зрения стало максимально светлым. Определить постоянную вращения кварца для света с указанной длиной волны

6.51. Концентрация глюкозы в граммах на 100 см^3 раствора при пользовании трубкой ($l = 1,9$ дм), прилагаемой к поляриметру, численно равна углу поворота плоскости поляризации для желтых лучей натрия. Будет ли соблюдаться такое же равенство при использовании этой же трубки для исследования раствора другого оптически активного вещества?

6.52. Концентрацию сахара в растворах определяют поляризационным методом, пользуясь светом желтых натриевых линий, для которых удельное вращение сахара при температуре 20°C равно $66,5^\circ\text{см}^3/(\text{г}\cdot\text{дм})$. Какой длины необходимо использовать трубку, чтобы наблюдаемый угол поворота плоскости поляризации в градусах равнялся концентрации раствора в граммах на 100 см^3 ?

6.53. Растворы глюкозы концентрацией $4,5 - 5$ г на 100 см^3 раствора являются изотоническими. Можно ли считать изотоническим раствор, поворачивающий плоскость поляризации света желтой линии натрия в трубке длиной $0,95$ дм на 5° ? Удельное вращение глюкозы $52,8^\circ\text{см}^3/(\text{г}\cdot\text{дм})$.

6.54. Раствор сахара концентрацией $0,08\text{ г/см}^3$, налитый в кювету, поворачивает плоскость поляризации света в поляриметре на угол $10,1^\circ$. Какова концентрация сахара в моче больного, если плоскость поляризации света при исследовании повернулась на $7,8^\circ$? Размеры кювет одинаковы.

6.55. Почему при прохождении световых лучей через мутные среды (туман, жидкость, содержащую взвешенные частицы малых размеров, коллоидный раствор) интенсивность рассеянного света обратно пропорциональна длине волны в четвертой степени?

6.56. Определить величину светового потока, падающего на зрачок диаметром 6 мм от точечного источника силой света 200 кд, расположенного на расстоянии 10 м от глаза.

6.57. Какую наименьшую силу света должен иметь источник, чтобы его можно было наблюдать ночью с расстояния 5 км? Наименьший световой поток, воспринимаемый глазом, составляет 10^{-13} лм, поверхность зрачка 0,4 см².

6.58. Для освещения рабочего места используется лампа в 100 кд, расположенная на высоте 2 м. На какую высоту необходимо поместить лампу в 50 кд, чтобы получить прежнюю освещенность?

6.59. Угол между освещаемой естественным светом горизонтальной рабочей поверхностью и падающими лучами по гигиеническим нормам должен быть не менее 27°. При таком падении лучей освещенность поверхности составила 50 лк. Определить освещенность поверхности, расположенной перпендикулярно к падающим лучам.

6.60. В целях сохранения равномерности освещения требуется, чтобы на рабочем месте отношение наименьшей освещенности к наибольшей в одной плоскости на протяжении 5 м было не менее 0,3. Будет ли выполнено указанное требование, если светильник подвесить на высоте 2 м над рабочей поверхностью?

6.61. При освещенности 10 лк диаметр зрачка равен 5 мм. Определить освещенность, при которой диаметр зрачка должен уменьшиться до 3 мм, чтобы сохранить неизменным количество световой энергии, попадающей на сетчатку.

6.62. Во сколько раз должна измениться сила света источника, чтобы при изменении диаметра зрачка с 8 до 2 мм не произошло изменения освещенности сетчатки?

6.63. Какой мощности лампу надо подвесить на высоте 1 м над рабочей поверхностью стола, чтобы освещенность под лампой была равна 48 лк при световой отдаче, лампы 10 лм/Вт?

6.64. Лампа в 100 Вт имеет световую отдачу 15 лм/Вт; 30 % ее светового потока падает на площадку в 3 м². Определить среднюю освещенность этой площадки.

6.65. Биологический микроскоп М-10 имеет объектив с восьмикратным увеличением, окуляр с главным фокусным расстоянием 36 мм. Во сколько раз освещенность изображения в микроскопе будет меньше освещенности рассматриваемого объекта? Поглощением и отражением света в оптической системе микроскопа пренебречь.

6.66. При наличии местного освещения на рабочей поверхности необходимо, чтобы освещенность, создаваемая лампами общего освещения, составляла не менее 10 % от нормы комбинированного. На какой высоте над рабочим местом необходимо поместить источник

общего освещения яркостью 4000 кд/м^2 с площадью светящейся поверхности 300 см^2 , чтобы комбинированная освещенность для выполнения работы высокой точности составляла 300 лк ?

6.67. Какую освещенность на расстоянии 5 м создает шар из молочного стекла диаметром 20 см с яркостью поверхности 2000 кд/м^2 ?

6.68. Источник света яркостью свыше $16 \cdot 10^4 \text{ кд/м}^2$ вызывает болезненное ощущение в глазу. Можно ли смотреть на пламя электрической дуги, если сила света кратера 17000 кд , а его диаметр 12 мм ?

6.69. Почему при одной и той же освещенности поверхности тела могут иметь разную светимость?

6.70. Совпадают ли оценки светового потока по зрительному ощущению и по величине его мощности при различном спектральном составе излучения источников (рис.1)?

6.71. Для какой длины волны видимого глазом спектрального диапазона потока в 1 лм соответствует минимальная мощность (см. рис.1)?

6.72. Во сколько раз должна быть больше мощность красного излучения с длиной волны 640 нм по сравнению с мощностью желто-зеленого (максимум чувствительности глаза), чтобы зрительное ощущение, создаваемое ими, было одинаково (см. рис.1)?

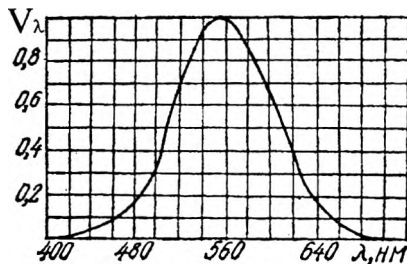


Рис.1

6.73. На рис.1 изображена кривая, дающая зависимость чувствительности нормального глаза от длины световых волн. Какова мощность светового потока в 1 лм для монохроматического света с длинами волн 610 и 520 нм , если световой поток с длиной волны 555 нм , равный 1 лм , имеет мощность $0,00146 \text{ Вт}$?

6.74. Определить величину световой энергии, воспринимаемой глазом ежесекундно, в ясный солнечный день при освещенности 10^5 лк , если 1 лм белого света эквивалентен приблизительно $0,00435 \text{ Вт}$. Диаметр зрачка принять равным 3 мм

6.75. При малой освещенности максимум чувствительности глаза соответствует длине волны 510 нм . При этом глаз еще реагирует на интенсивность облучения $6 \cdot 10^{-13} \text{ Вт/м}^2$. Какому количеству квантов в секунду соответствует энергия, поступающая в зрачок глаза диаметром 8 мм ? Чему равен коэффициент видности для указанной длины волны, если световой поток, падающий на зрачок, $2 \cdot 10^{-14} \text{ лм}$?

6.76. Абсолютный энергетический порог зрительного ощущения для человека лежит в интервале $(2,1 - 5,7) \cdot 10^{-17} \text{ Дж}$. Какое количество

квантов света с длиной волны 510 нм, соответствующей максимуму чувствительности палочек, должно попадать в зрачок глаза для создания зрительного ощущения?

6.77. Определить мощность светового потока, попадающего в глаз человека, если верхний, безболезненно воспринимаемый поток световой энергии при полной адаптации глаза соответствует $555 \cdot 10^{-11}$ фотонам в секунду с длиной волны 555 нм.

6.78. Глаз человека воспринимает свет длиной волны 0,5 мкм, если мощность световых лучей, попадающих в глаз, составляет $20,8 \cdot 10^{-18}$ Вт. Какое количество квантов света при этом ежесекундно попадает на сетчатку глаза, если 4 % падающего света отражается роговицей, а 50 % излучения, прошедшего через роговицу, поглощается оптическими средами глаза?

7. Элементы атомной и ядерной физики.

7.1. Определить энергию электронов, выбиваемых с поверхности вольфрама ультрафиолетовым светом, если длина волны 180 нм, а максимальная длина волны, при которой возможен фотоэффект на вольфраме, 230 нм.

7.2. На цинковую пластинку направляются рентгеновские лучи, длина волны которых 0,1 нм. Определить скорость фотоэлектронов. Работой выхода электронов из цинка пренебречь.

7.3. Может ли излучение любого спектрального состава возбудить фотолюминесценцию данного вещества?

7.4. Зависит ли спектральный состав фотолюминесценции от спектрального состава возбуждающего излучения?

7.5. При облучении йодистого водорода ультрафиолетовыми лучами, длина волны которых 270 нм, энергетический выход флуоресценции (отношение мощности испускаемого излучения к мощности поглощенного) оказался равным 0,9. Определить мощность излучения флуоресценции, если за 1 с было поглощено $1,46 \cdot 10^{15}$ квантов.

7.6. В результате ядерной реакции ядро атома никеля из возбужденного состояния переходит в стабильное, последовательно испуская два γ -кванта, энергия которых 1,17, и 1,33 МэВ. Каковы длины волн излучения никеля?

7.7. Какой энергией обладает протон, если длина волны де Бройля равна граничной длине волны рентгеновских лучей, возникающих в трубке при разности потенциалов 40 кВ?

7.8. При радиоактивном распаде энергия α -частицы равна 5 МэВ. Найти скорость частицы и длину волны де Бройля.

7.9. Определить разрешающую способность электронного микроскопа с апертурой 0,001, если ускоряющее напряжение 50 кВ. Расчет

провести по формуле разрешающей способности оптического микроскопа.

7.10. Почему тормозное рентгеновское излучение имеет сплошной спектр и резкую границу со стороны коротких длин волн?

7.11. Почему увеличение напряжения, прикладываемого к рентгеновской трубке, приводит к уменьшению граничной длины волны спектра тормозного рентгеновского излучения?

7.12. В сплошном спектре тормозного рентгеновского излучения характеристические линии К-серии для вольфрама появляются только при напряжении на аноде, примерно равном 70 кВ. Чем это обусловлено?

7.13. Определить скорость электронов, падающих на антикатод рентгеновской трубки, если минимальная длина волны в сплошном спектре рентгеновских лучей 0,01 нм.

7.14. Энергия фотонов, соответствующая граничной длине волны спектра тормозного рентгеновского излучения, равна 0,25 МэВ. Определить напряжение, приложенное к аноду трубки, и длину волны, на которую приходится максимум интенсивности в рентгеновском спектре.

7.15. Какое излучение будет более жестким: рентгеновское, возникающее при напряжении 150 кВ, или γ -излучение тулия ($E_\gamma = 0,074$ МэВ)?

7.16. Определи минимальную длину волны в спектре излучения, возникающего в результате торможения на мишени электронов, ускоренных в камере бетатрона до энергии 60 МэВ.

7.17. Электроны в катодном луче телевизионной трубки, достигнув экрана, внезапно останавливаются. Возникает ли при этом опасность поражения рентгеновскими лучами при просмотре телевизионных передач? Напряжение, подаваемое на трубку, считать равным 16 кВ.

7.18. Мощность тормозного рентгеновского излучения можно приближенно рассчитать по формуле: $P \approx 10^{-6} I U^2 Z$, где I – сила тока, мА; U – напряжение, кВ; Z – атомный номер вещества анода. Определить коэффициент полезного действия рентгеновской трубки при напряжении 100 кВ, если ее анод изготовлен из вольфрама.

7.19. Почему вес элементы, начиная с 84-го порядкового номера периодической системы элементов Менделеева, обладают естественной радиоактивностью?

7.20. Как изменяется положение элементов в периодической системе в результате испускания α -, β - или γ -излучений?

7.21. При радиоактивном распаде изотопа ${}_{15}^{32}\text{P}$ из ядра вылетает электрон ${}^0_{-1}\text{e}$. Образуется ли в процессе распада новый элемент или новый изотоп фосфора?

7.22. Радиоактивный изотоп стронция $^{90}_{38}\text{Sr}$, испустив β -частицу, превращается в изотоп, который имеет неустойчивое ядро, и в результате повторного β -распада превращается в стабильный изотоп. Какой это изотоп?

7.23. Радиоактивный изотоп кобальта $^{60}_{27}\text{Co}$ распадается, выбрасывая электрон. В изотоп какого элемента превращается кобальт в результате β -распада?

7.24. К эмульсии фотопленки был приложен срез ткани почки. После проявления пленки на ней были обнаружены прямые короткие треки ионизирующих частиц. Какой из изотопов мог оставить такие следы — ^{90}Sr или ^{226}Ra ?

7.25. Для определения чувствительности клеток к радиоактивному облучению в питательную среду, где они размножаются, вводили радиоактивный фосфор $^{32}_{15}\text{P}$, который после однократного распада превращался в атом серы $^{32}_{16}\text{S}$. Какому виду облучения подвергались клетки?

7.26. Напишите реакцию превращения стабильных изотопов фосфора и натрия в радиоактивные под влиянием облучения нейтронами.

7.27. При лечении опухоли головного мозга была применена методика нейтронозахватывающей терапии. Больному внутриаменно вводили соединение бора, избирательно накапливающееся в опухоли, а затем последнюю облучали нейтронами. При этом возникала наведенная радиоактивность по реакции: $^{10}_5\text{B} + ^1_0\text{n} \rightarrow ^7_3\text{Li} + X$. Определить, какое излучение, обозначенное буквой X , воздействовало на опухоль.

7.28. Какие превращения нуклонов в ядре при β -распаде приводят к образованию электронов, не входящих в состав ядра атома?

7.29. Показать, что активность 1 г $^{226}_{88}\text{Ra}$ примерно равна $3,7 \cdot 10^{10}$ распадам в секунду.

7.30. В радиоактивном препарате распадается 1200 ядер в 1 мин. Какова его активность, выраженная в Ки?

7.31. В организме человека находится $6 \cdot 10^{-9}$ г $^{226}_{88}\text{Ra}$. Определить его активность.

7.32. В 1 см³ морской воды содержится 10^{-15} г $^{226}_{88}\text{Ra}$. Определить, какое количество воды будет иметь активность в 1 мКи.

7.33. В Пятигорских источниках активность радона в воде равна примерно 900 Бк на литр. Определить количество атомов радона в литре воды.

7.34. Для исследования функционального состояния щитовидной железы больному вводят 25 мл 10%-ного раствора глюкозы, содер-

жашего радиоактивный йод. Определить количество йода (в граммах), содержащегося в растворе, если его удельная активность в момент введения была равна 0,08 мКи/мл.

7.35. Для определения скорости кровотока в большом круге кровообращения больному в правую локтевую вену необходимо ввести физиологический раствор, содержащий $^{24}_{11}\text{Na}$ активностью 60 мКи. Определить, какое количество раствора (в мл) надо ввести, если он был приготовлен с удельной активностью 230 мКи/мл за 3 ч до введения.

7.36. Средняя продолжительность жизни атомов радиоактивного элемента равна 1,44 Т_{1/2}. Рассчитать ее приближенно для ^{32}P ; ^{90}Sr ; ^{60}Co .

7.37. Средняя продолжительность жизни τ радиоактивного изотопа равна $1/\lambda$. Во сколько раз уменьшается начальная активность изотопа по истечении этого промежутка времени?

7.38. Радиоактивный углерод $^{14}_6\text{C}$, находящийся в теле человека, дает 2500 распадов в 1 с. Определить его количество в граммах.

7.39. Счетчик Гейгера, установленный вблизи препарата радиоактивного изотопа серебра, при первом измерении регистрировал 5200 β -частиц в минуту, а через сутки только 300. Определить период полураспада изотопа.

7.40. При измерении периода полураспада короткоживущего радиоактивного вещества использовали счетчик импульсов. В течение 2 мин было зарегистрировано 500 импульсов, а спустя 1 ч после начала первого измерения 92 импульса в 1 мин. Определить постоянную распада и период полураспада радиоактивного вещества.

7.41. В ампулу поместили $^{131}_{53}\text{I}$ активностью 200 мКи. Определить активность препарата через двое суток.

7.42. Человек массой 70 кг содержит около $6 \cdot 10^{-9}$ г радия. Определить число распадов радия в минуту в теле человека.

7.43. Почему в процессе взаимодействия нейтронов с поглощающим веществом радиационный захват нейтрона ядром наблюдается чаще для медленных нейтронов?

7.44. Как объяснить, что при создании защиты от воздействия быстрых нейтронов используют вещества, содержащие элементы с малым атомным весом (парафин, воду)?

7.45. Почему нейтроны при взаимодействии с биологической тканью быстро уменьшают свою энергию до уровня энергии тепловых нейтронов?

7.46. Облучение организма человека нейтронами является более опасным, чем облучение другими видами излучений. Почему?

7.47. Почему при воздействии на организм человека различных видов излучения при одинаковых физических дозах более сильное биологическое воздействие оказывает α -излучение?

7.48. Почему α -частицы, получаемые при распаде радиоактивных веществ, вызывают ядерные реакции в легких элементах и не могут вызвать реакции в ядрах тяжелых элементов?

7.49. При облучении азота $^{14}_7\text{N}$ α -частицами обнаружено испускание протона ^1_1H . Какое превращение происходит с ядром атома?

7.50. При облучении бериллия ^9_4Be α -частицами возможен захват α -частицы ядром атома бериллия. При этом испускается нейтрон. Какое превращение происходит с ядром бериллия?

7.51. В тканях организма при поглощении ядром атома $^{23}_{11}\text{Na}$ нейтрона образуется радиоактивный изотоп натрия. Написать ядерную реакцию. Какое излучение будет сопровождать эту реакцию?

7.52. Взаимодействие быстрых нейтронов с ядрами тяжелых элементов (неупругое рассеяние) сопровождается γ -излучением. Почему возникает это излучение?

7.53. Значительная часть биологической дозы при облучении нейтронами определяется вторичным γ -излучением, возникающим в результате захвата тепловых нейтронов ядрами атомов водорода. Записать эту реакцию.

7.54. Нейтроны, взаимодействуя с ядрами атома $^{14}_7\text{N}$, входящими в состав биологических сред, вызывают ядерную реакцию типа (n, p) . Записать эту реакцию.

7.55. Чувствительность электрометра 0,2 В/дел, емкость между нитью и заземленным электродом 5 пФ. Определить, на сколько делений отклонится нить, если ионизация воздуха в электрометре будет вызвана α -частицей энергией 4,5 МэВ и все ионы достигнут электродов. Работа ионизации воздуха 34 эВ.

7.56. Почему в газоразрядном счетчике при одинаковых значениях напряжения между электродами ток насыщения, образующийся за счет первичной ионизации от α -частиц, будет больше, чем от β -излучения, при таком же количестве частиц, попадающих в рабочий объем камеры?

7.57. Учитывая, что частицы регистрируются газоразрядным счетчиком только тогда, когда они не попадают в «мертвые» интервалы времени, определить величины ошибок, допускаемых при измерении, если зарегистрировано 100 и 1000 частиц в секунду. «Мертвое» время счетчика 10^{-4} с (время восстановления его рабочего состояния).

7.58. Почему эффективность газоразрядных счетчиков (отношение числа частиц, вызвавших газовый разряд и зарегистрированных

прибором, к общему числу частиц, попавших в рабочий объем камеры) для регистрации α - и β -частиц, близка к 100 %, а при регистрации γ -квантов для различных типов счетчиков находится в пределах 0,2–1,6 %?

7.59. Счетчик Гейгера—Мюллера с толстыми латунными стенками имеет эффективный объем 100 см^3 и в поле излучения регистрирует 1000 отсчетов в минуту. Эффективность счетчика при регистрации γ -фотонов составляет 1 %. Определить мощность дозы излучения в мР/ч.

7.60. На 1 см^2 поверхности газоразрядного счетчика поступает в течение 1 с $1,7 \cdot 10^3$ γ -квантов. Определить эффективность счетчика для γ -излучения, если на 1 см^2 его поверхности приходится 300 имп/мин.

7.61. Счетчик в течение 3 мин зарегистрировал 686 импульсов. Определить фон счетчика, если скорость счета от препарата равна 181 имп/мин.

7.62. Определить число нейтронов, проходящих за 1 с через площадку в 1 см^2 , расположенную перпендикулярно направлению их движения на расстоянии 1 м от точечного полоний-бериллиевого источника с выходом $1,8 \cdot 10^6$ нейтронов в секунду.

7.63. Почему при измерении дозиметрами с ионизационной камерой доз больших мощностей результаты получаются заниженными?

7.64. Карманный дозиметр, емкость ионизационной камеры которого 3 пФ, заряжен до напряжения 180 В, которое под влиянием рентгеновского излучения понизилось до 150 В. На сколько уменьшился электрический заряд дозиметра? Сколько рентген покажет дозиметр, если до этого он был установлен на нуль? Объем воздуха в камере считать равным $1,8 \text{ см}^3$.

7.65. Поглощенная доза в мягких тканях человека, выраженная в радах, и доза на таком же расстоянии от источника в воздухе, выраженная в рентгенах, в цифровом выражении почти равны. Почему поглощенная доза в костной ткани значительно отличается от экспозиционной дозы в рентгенах?

7.66. Почему по дозе, измеренной в воздухе, для рентгеновского или γ -излучения можно примерно судить об энергии, поглощенной тканями организма?

7.67. 2 г живой ткани поглотили 10^{10} протонов с энергией 4 МэВ. Выразить поглощенную энергию в радах.

7.68. Для лиц, работающих непосредственно с источниками ионизирующих излучений (категория А), установлена предельно допустимая доза 0,001 Гр в неделю. Определить предельную мощность дозы рентгеновского или γ -излучения (Гр/ч) при 25-часовой рабочей неделе.

7.69. Средняя мощность дозы в палате, где находятся больные, получившие лечебные дозы радиоактивных веществ, равна 5 мкР/мин. Врач в течение 5-дневной рабочей недели ежедневно находится в па-

лате в среднем 2 ч. Определить недельную дозу облучения врача, сравнить ее с предельно допустимой дозой, равной 0,1 Р.

7.70. Для человека смертельная доза при облучении всего тела рентгеновскими или γ -лучами 600 рад. Является ли определяющим фактором в прекращении жизненных процессов в организме тепловое действие излучения? Удельную теплоемкость тела в среднем считать равной 3,33 кДж/(кг·К).

7.71. Какую дозу создает препарат активностью 10 Ки за 20 мин на расстоянии 1 м? $k_\gamma = 8,4 \text{ Р} \cdot \text{см}^2/(\text{ч} \cdot \text{мКи})$.

7.72. Рабочий в течение 6 ч находится в 2 м от источника γ -излучения. Какова должна быть активность источника излучения, чтобы можно было работать без защитного экрана? $k_\gamma = 8,4 \text{ Р} \cdot \text{см}^2/(\text{ч} \cdot \text{мКи})$. Допустимая доза 0,017 Р.

7.73. На каком расстоянии от препарата $^{60}_{27}\text{Co}$ активностью 200 мКи необходимо находиться, чтобы доза за 6-часовой рабочий день не превышала допустимую? Ионизационная постоянная кобальта $13,5 \text{ Р} \cdot \text{см}^2/(\text{ч} \cdot \text{мКи})$.

7.74. Определить активность радиоактивного препарата $^{24}_{11}\text{Na}$, если дозиметр, расположенный на расстоянии 40 см от него, в течение 30 мин показал дозу 0,25 Р. Ионизационная постоянная натрия $18,6 \text{ Р} \cdot \text{см}^2/(\text{ч} \cdot \text{мКи})$.

7.75. Определить, во сколько раз увеличилась доза на поверхности поля облучения при рентгенотерапии, если облучение ошибочно производилось с расстояния 30 см вместо расчетного 40 см.

7.76. Определить мощность дозы γ -излучения, создаваемую точечным источником $^{60}_{27}\text{Co}$ активностью 800 мКи радия на расстоянии 20 см. $k_\gamma = 8,4 \text{ Р} \cdot \text{см}^2/(\text{ч} \cdot \text{мКи})$.

7.77. Ионизация, создаваемая космическими лучами на уровне моря на 50° северной широты, 2,74 пар ионов/(см³·с). Определить дозу облучения (Р) за неделю. Сравнить эту дозу с предельно допустимой, равной 0,1 Р.

7.78. Почему при глубинных облучениях организма на пути рентгеновских лучей ставят фильтры?

7.79. Одинаково ли будет ослаблено по всему диапазону длин волн неоднородное (немонохроматическое) рентгеновское излучение, прошедшее через металлическую пластинку?

7.80. Вычислить толщину слоя половинного ослабления параллельного пучка γ -лучей для воды, если линейный коэффициент ослабления равен 0,047 см⁻¹.

7.81. Бетонная плита толщиной 20 см уменьшает интенсивность узкого пучка γ -лучей кобальта $^{60}_{27}\text{Co}$ в 16,5 раза. Определить линей-

ный коэффициент ослабления и толщину слоя половинного ослабления для бетона.

7.82. Передняя стенка сейфа типа ССП, предназначенного для хранения γ -активных веществ, имеет толщину защитной свинцовой плиты 50 мм. Определить, во сколько раз ослабляется γ -излучение с энергией фотонов 1,8 МэВ после прохождения этой свинцовой плиты.

7.83. Определить толщину свинцового экрана, необходимого для защиты лаборанта, работающего с источником $^{60}_{27}\text{Co}$ активностью 400 мКи, если расстояние от источника 1 м, а время работы 4 ч. Энергию γ -излучения кобальта считать равной 1,2 МэВ; $k_{\gamma} = 13,5 \text{ Р}\cdot\text{см}^2/(\text{ч}\cdot\text{мКи})$.

ОТВЕТЫ И РЕШЕНИЯ

I. Механика.

1.1. $x = x_0(1 - e^{-Bt})$. 1.2. 25,9 м/с; 42,15 м/с². 1.3. $\varphi_1 = 6$ рад, $\omega_1 = 6$ рад/с, $\varepsilon_1 = 6$ рад/с²; $\varphi_2 = 78$ рад, $\omega_2 = 51$ рад/с, $\varepsilon_2 = 24$ рад/с²; $\omega_{\text{ср}} = 24$ рад/с. 1.4. 34 рад. 1.5. $\approx 0,5$ рад/с². 1.6. 15,7 с⁻²; ≈ 6850 м/с². 1.7. Для равноускоренного вращения угловая скорость $\omega = \varepsilon t$, где ε – угловое ускорение. Угол поворота вала за время t будет равен $\varphi = 2\pi n = \frac{\varepsilon t^2}{2}$. Исключая ускорение ε , получаем $t = \frac{4\pi n}{\omega}$. 1.8. Учитывая, что

$\vartheta = \frac{dx}{dt}$, запишем $\frac{dx}{dt} = b\omega^2 x^2$ или $\frac{dx}{x} = b\omega^2 dt$. Проинтегрировав левую и правую части уравнения, получим $\ln x = b\omega^2 t + \ln C$, откуда $x = Ce^{b\omega^2 t}$. Исходя из условия, что для $t = 0$ и $x = 0,5$ см, определяем $C = 0,5$. Уравнение движения границы полимера будет иметь вид $x = 0,5 e^{b\omega^2 t}$. 1.9. 0,38 Н·м. 1.10. Уменьшится в три раза. 1.11. $E_k = \frac{L_1 \varepsilon t_2^2}{2t_1} = 120$ Дж. 1.12. $\approx 0,2$ Н·м. 1.13. $\approx 11,3$ рад/с; $\approx 90,6$ Дж. 1.14.

$\approx 1894,7$ Дж. 1.15. $I = \int_0^{\ell} \frac{\pi d^4}{4} \rho x^2 dx = \frac{\pi d^4 \rho \ell^3}{12}$, $I = 3,8 \cdot 10^{-11}$ кг·м². 1.16. 0,66 Дж.

1.17. $N = \frac{dE}{dt} = (P + a) \frac{dx}{dt}$. 1.18. Межфаланговые, луче-локтевые и ат-

ланта-осевой. 1.19. Головка бедра человека имеет почти совершенную шаровидную форму и плотно входит в вертлужную впадину, где удерживается связками. Такое сочленение допускает три степени свободы; сочленение между плечевой и локтевой костями допускает одну степень свободы, так как боковое смещение невозможно из-за наличия на поверхности плечевой кости желобка, а у локтевой — соответствующей выпуклости; лучевая кость относительно локтевой движется так, что при горизонтальном положении предплечья руку можно повернуть ладонью вверх или вниз. На своем проксимальном конце лучевая кость имеет короткую цилиндрическую головку, при вращении скользящую по сочлененной впадине локтевой кости. На другом конце кости есть вогнутая поверхность, сочленяющаяся с выпуклой поверхностью локтевой кости. Такое соединение допускает одну степень свободы. 1.20. Предплечье относительно плеча обладает двумя степенями свободы. 1.21. Винтовое соединение допускает движение вдоль оси и вращение вокруг нее, но эти движения строго пропорциональны друг другу. Поэтому для описания положения тела достаточно

одной величины. Голеностопный сустав человека допускает винтовое движение. 1.22. 7 степеней свободы. 1.23. Наличие более 6 степеней свободы указывает на то, что одно и то же движение конечного звена может совершаться при разных положениях промежуточных звеньев. 1.24. Проигрыш в силе рычагов, входящих в кинематические цепи тела человека, обусловлен малыми значениями величин плеч сил из-за того, что мышцы прикрепляются вблизи точек опор (суставов) и раздвигаемые ими усилия направлены под острым или тупым углом к рычагу (кости). Кроме того, при больших нагрузках напрягаются все мышцы, окружающие сустав, создавая дополнительное давление между соприкасающимися поверхностями и тем самым увеличивая силу трения между ними. 1.25. Для разных мышц, прикрепленных в разных местах костного звена, рычаг может быть разного рода. Например, относительно своих сгибателей предплечье представляет рычаг второго рода, относительно же мышц разгибателей (при удерживании груза над головой) — рычаг первого рода. 1.26. $35,6 \cdot 10^3$ Н. 1.27. 3 мм. 1.28. $4,4 \cdot 10^{-5}$ м. 1.29. 1,75 Па. 1.30. $8,9 \cdot 10^6$ Па. 1.31. 80 Н. 1.32. $1,8 \cdot 10^3$ Па. 1.33. $1,6$ см². 1.34. $12,3 \cdot 10^{-4}$ Дж. 1.35. $2 \cdot 10^8$ Дж/м³. 1.36. Элементарная работа $dA = -Fdx$, где $F = -kx$. Из условия $k = 1000$ Н/м. Интегрируя $\int_0^4 dA = \int_0^{0,7} kx dx$, получаем $A = 245$ Дж. 1.37. $x = 0,05 \cos(\pi t + \pi/3)$ м; $\vartheta_m = 0,16$ м/с. 1.38. $x = 0,1 \cos(2\pi t - \pi/2)$ м; $a_m = 3,96$ м/с²; $\nu = 1$ Гц. 1.39. $2 \cdot 10^{-3}$ Н. 1.40. $E_k = 0$; $E_p = 5 \cdot 10^{-7}$ Дж; $E = 5 \cdot 10^{-7}$ Дж. 1.41. 62. 1.42. 2 см; 2 с; -0,4л. Когда писчик проходит положение равновесия $x = 0$, т. е. $0 = 2 \sin(t - 0,4)$, что возможно при условии $\pi(t - 0,4) = k\pi$, где $k = 0, 1, 2, 3, \dots$; $t = (k+0,4)\pi$. 1.43. Уравнение колебания ветви камертона будет иметь вид $x = 0,0002 \sin 2\pi n t$ м, скорость $\vartheta = \frac{dx}{dt}$, откуда $\vartheta_{\max} = 0,5$ м/с; ускорение $a = \frac{d^2x}{dt^2}$; $a_{\max} = 1262$ м/с². 1.44. $x = 4 \sin(2\pi t + \pi/6)$ см. 1.45. $17 \cdot 10^{-4}$ Н. 1.46. $E_k = \frac{m\pi^2}{18} \cos^2\left(\frac{\pi}{6}t + \frac{\pi}{6}\right)$; $E_n = \frac{m\pi^2}{18} \sin^2\left(\frac{\pi}{6}t + \frac{\pi}{6}\right)$. 1.47. Увеличение амплитуды в данном случае свидетельствует о наличии резонанса. Резонанс будет наблюдаться и для кратных частот. 1.48. $F = 1,2 \cdot 10^{-2} \sin 2\pi t$ (Н); $\varphi = -6^\circ$. 1.49. $x = 5,83 \cos 5(t - 0,09\pi)$. 1.50. $\frac{\pi}{3}$. 1.51. $U \approx 6,1 \cos(314t + 0,19\pi)$. 1.52. 23 с. 1.53. В е раз. 1.54. $\lambda = 0,023$; $n = 43,5$. 1.55. $0,25$ с⁻¹; 4 рад/с. 1.56. $S = \sin 2000\pi(t - 0,3)$. 1.57. $x = 0$; $\vartheta = 1,57 \cdot 10^4$ м/с; $a = 0$.

II. Звук и его восприятие.

2.1. $\approx 4,7 \cdot 10^{-4}$ м. 2.2. При заданной интенсивности с увеличением частоты звука амплитуда уменьшается, $A = \frac{1}{\omega} \sqrt{\frac{2I}{\rho g}}$. 2.3. Для воздуха:

$\lambda_1 = 17$ м, $\lambda_2 = 0,017$ м; для воды: $\lambda_1 = 70$ м, $\lambda_2 = 0,07$ м. 2.4. $1/25$. 2.5. $9,65 \cdot 10^{-12}$ м, $9,65 \cdot 10^{-6}$ м. 2.6. Ультразвуковые колебания обладают меньшей длиной волны, чем волны слышимого диапазона. Следовательно, для создания направленного пучка ультразвука размеры рефлектора могут быть значительно меньше, чем для звука слышимого диапазона. Кроме этого, явления дифракции в меньшей мере сказываются на направленности ультразвукового пучка. 2.7. 3,85 см. 2.8. 0,18 рад. 2.9. 1,5 м; $\approx 17,2$ м. 2.10. 863 Гц; 745 Гц. 2.11. 0,2 м/с. 2.12. а) 1416 Гц; б) 1294 Гц. 2.13. При исследовании на мягких пластичных тканях звук поглощается и затухает, на упругих тканях наблюдается резонанс в перкуторном звуке тона, соответствующего их собственной частоте. Резонируют полости тела, наполненные воздухом, кости, эластичные перепонки. 2.14. Барабанная перепонка не имеет собственного периода колебаний. Это свойство исключает ее резонанс в диапазоне воспринимаемых звуков. 2.15. Из-за разных волновых сопротивлений сред ультразвук отражается от границы раздела — энергия ультразвука не поступает в облучаемую ткань. 2.16. Волновые сопротивления этих сред мало отличаются от акустических сопротивлений ткани, и звуковая энергия почти не отражается от границ раздела сред. 2.17. В диапазоне частот 700 — 800 Гц воздух и барабанная перепонка имеют одинаковые волновые сопротивления. 2.18. 1538 м/с. 2.19. Звуки различных частот неодинаково поглощаются воздухом. Более высокие частоты поглощаются сильнее, и спектр звуков речи меняется. 2.20. $\approx 3,6$ см. 2.21. $\approx 20,6 \cdot 10^4$ Па. 2.22.

$$I_2 = I_1 \left(\frac{r_1}{r_2} \right)^2 e^{-2\beta(r_1 - r_2)} \approx 16 \cdot 10^{-3} \text{ Вт/м}^2. \text{ 2.23. На расстоянии 1 м, если чело-}$$

век и точка, в которой измеряют интенсивность, находятся с одной стороны по отношению к источнику, и на расстоянии 9/11 м — если с противоположных сторон. 2.24. $1,4 \cdot 10^{-3}$ Н; $1,4 \cdot 10^{-9}$ Н. 2.25. $\approx 8,5$ кДж. 2.26. В 10,7 раза. 2.27. $\approx 3,3 \cdot 10^{-17}$ Вт/см². 2.28. 10 дБ. 2.29. В этом случае восприятие звука осуществляется с помощью костной проводимости, что и вызывает незначительное ослабление слуха относительно собственного голоса. 2.30. $6,3 \cdot 10^{-6}$ Па. 2.31. При интенсивности звука автосирены 10^{-7} Вт/см² уровень интенсивности равен 90 дБ, а это превосходит нормально допустимый уровень шума. 2.32. 1 фон. 2.33. Так как звук чистого тона имеет синусоидальные колебания, эффективное

давление связано с амплитудным формулой $p = \frac{p_0}{\sqrt{2}}$, откуда $p_0 = p\sqrt{2} = 2,8 \cdot 10^3$ Па. 2.34. ≈ 30 раз. 2.35. 1000. 2.36. Такое различие обусловлено неодинаковой чувствительностью уха к звукам разных частот. 2.37. 10^5 раз. 2.38. 0; 130 фон. 2.39. 10^2 раз. 2.40. 10^{-9} Вт/см²; 10^{-11} Вт/см²; 10^{-11} Вт/см². 2.41. На 30 фон. 2.42. 10 фон, 30 фон, 60 фон, 50 фон. 2.43. Второй звук громче. 2.44. 20 фон, 30 фон, 30 фон. 2.45. $\approx 0,23$ рад. 2.46. $y = 0,2 \sin 800\pi \left(t - \frac{x}{340} \right)$; $y = 0,2 \sin 800\pi (t - 0,25)$. 2.47. $y = 0,1 \sin 17\pi \left(t - \frac{x}{340} \right)$; $y_1 \approx 0,07$ см; $y_2 = 0$.

III. Течение жидкости. Особенности кровотока.

3.1. 0,2 м/с; 0,1 м/с. 3.2. $S_k/S_a \approx 800$. 3.3. 1,7 м. 3.4. Падение давления на каком-либо участке системы непосредственно определяется сопротивлением течению крови на этом участке $\left(Z = \frac{8\eta l}{\pi R^4} \right)$, поэтому большая часть сопротивления течению всей системы приходится на мелкие кровеносные сосуды. 3.5. Пульсация крови сглаживается вследствие эластичности сосудов и наличия трения. 3.6. Постоянство расхода крови обусловлено тем, что относительно высокая скорость кровотока в аорте снижается по мере перехода ее к капиллярам и повышается в венозной части системы кровообращения. 3.7. $\approx 0,4$ м/с. 3.8. $6,4 \cdot 10^3$ см²; $\approx 8 \cdot 10^8$. 3.9. Уравнение Бернулли для двух сечений имеет вид

$$p_1 + \frac{\rho \vartheta_1^2}{2} = p_2 + \frac{\rho \vartheta_2^2}{2}. \quad (1)$$

На основании уравнения неразрывности струи

$$S_1 \vartheta_1 = S_2 \vartheta_2. \quad (2)$$

Решая совместно (1) и (2) с учетом, что $\vartheta_2 = \frac{\vartheta_1}{n}$, получим

$$\vartheta_1 = n \sqrt{\frac{2p}{\rho(n^2 - 1)}}. \text{ Масса крови, протекающей ежесекундно через арте-}$$

$$\text{рию, } m = \rho S \vartheta_1 = \rho S n \sqrt{\frac{2p}{\rho(n^2 - 1)}}. \quad 3.10. \approx 7,6 \cdot 10^4. \quad 3.11. \approx 0,014 \text{ Дж. } 3.12.$$

$\approx 39,8$ Н. 3.13. 87 Н, 67 Н. 3.14. В крупных венах в результате работы сердца давление на 2 – 3 мм. рт. ст. меньше атмосферного, что способствует всасыванию воздуха и возникновению газовой эмболии при

их повреждении. В артериях давление превышает атмосферное, поэтому при их повреждении не наблюдается всасывания воздуха, что является для человека более безопасным. 3.15. 1 Дж; $\approx 3,3$ Вт. 3.16. $\approx 1\%$; $\approx 20\%$. 3.17. $A = \frac{7}{6} pV + \rho g^2 V$. 3.18. $\approx 0,76\%$. 3.19. ≈ 5 . 3.20.

Диаметр иглы для подкожных инъекций мал, и поэтому для выталкивания жидкости из шприца через иглу за короткий промежуток времени потребовалось бы (на основании формулы Пуазейля) приложить большое усилие. 3.21. 1:16. 3.22. В 8 раз быстрее при увеличении диаметра, чем при увеличении давления. 3.23. Различие в коэффициентах внутреннего трения обусловлено тем, что около 44 % от общего объема крови составляют форменные элементы: эритроциты, лейкоциты, тромбоциты. 3.24. а) $2,04 \cdot 10^7$ Па; б) $16,75 \cdot 10^7$ Па. 3.25. $\approx 4 \cdot 10^{-4}$ см². 3.26. ≈ 5 с. 3.27. Уменьшение статического давления вызвано быстрым

ростом сопротивления кровотоку $\left(Z = \frac{8\eta l}{\pi R^4} \right)$ по мере удаления от

сердца и уменьшения сечения отдельных сосудов – капилляров. 3.28. $\approx 3,5 \cdot 10^{19}$ (Н·с)/м⁵. 3.29. $\approx 1,6 \cdot 10^{11}$ (Н·с)/м⁵. 3.30. В капиллярах и малых артериальных и венозных сосудах при нормальных физиологических условиях кровь течет всегда ламинарно. В крупных сосудах может иметь место турбулентное течение, так как величина кр.

скорости $g_{кр} = \frac{R_c \eta}{\rho r}$ зависит от радиуса сосуда. 3.31. При движении

крови по сосудам на нее действуют силы вязкости $\left(F_v = \frac{\eta g}{r^2} \right)$ и инер-

ционные силы $\left(F_{и} = \frac{\rho g^2}{r} \right)$, где r – радиус сосуда; η – вязкость крови;

g – средняя скорость течения крови; ρ – плотность крови. Так как инерционные силы возрастают пропорционально квадрату скорости, то они при определенных условиях достигают значений, которые не могут быть компенсированы силами вязкости. При этом ламинарное течение переходит в турбулентное. Отношение инерционной силы к силе вязкости, при котором происходит такое изменение, называется

критическим числом Рейнольдса: $R_e = \frac{F_{и}}{F_v} = \frac{\rho g r}{\eta}$. 3.32. В ламинарном

потоке эритроциты ориентированы своей длинной осью вдоль направления потока. При возникновении турбулентности такая ориентация нарушается, в силу чего увеличивается электрическое сопротивление. 3.33. $\approx 4,4$ м/с. 3.34. 0,34 м/с; $\approx 1,1$ раза. 3.35. В растворах с различным осмотическим давлением, помещенных по обе стороны полу-

проницаемой мембраны, происходит движение растворителя через мембрану от раствора с меньшим осмотическим давлением (гипотоническим) в сторону раствора с большим осмотическим давлением (гипертоническим) до тех пор, пока осмотические давления по обе стороны мембраны не выровняются. Осмотическое давление внутри эритроцитов такое же, как в плазме крови. Если же эритроциты поместить в раствор, имеющий большее осмотическое давление, чем плазма крови, они начнут сморщиваться, а в гипотоническом растворе будут разбухать вплоть до разрушения оболочек. **3.36.** Введение солевого раствора повышает осмотическое давление крови; вода выделяется из тканей, проникает в кровеносные сосуды и увеличивает диурез (процесс образования и выделения мочи).

IV. Теплопередача. Терморегуляция.

4.1. Существование крайне сложного пространственного температурного поля в теле человека обусловлено неодинаковым теплообразованием в отдельных органах, их сложной геометрической формой, различной теплоизоляцией, различными условиями испарения, конвективного теплообмена и переноса тепла кровью. **4.2.** В случае интенсивных физических нагрузок отдача тепла в окружающую среду может отставать от теплообразования в организме, что и вызывает увеличение температуры тела. **4.3.** Обильное потоотделение при малой влажности воздуха предохраняет организм от перегрева. **4.4.** Биологические реакции зависят от температуры. Возрастание температуры тела вызывает увеличение скорости протекающих в организме реакций, что способствует росту интенсивности основного обмена. **4.5.** В процессе совершения работы мышца сокращается, что вызывает дополнительное выделение теплоты, которая состоит из теплоты активации, представляющей тепловой эффект химических процессов, приводящих мышцу в возбужденное состояние, и теплоты укорочения. **4.6.** При высокой температуре окружающей среды теплоотдача путем теплопроводности, конвекции и излучения уже не может поддерживать тепловой баланс; тело, наоборот, будет принимать еще дополнительное количество теплоты в результате излучения окружающих предметов. Отдача этой теплоты, а также теплоты, образованной организмом, должна происходить за счет испарения. **4.7.** При нахождении человека в воде происходят изменения в характере теплоотдачи. Переход теплоты от поверхности тела к воде происходит практически только путем теплопроводности и конвекции. Ввиду того, что теплоемкость и коэффициенты теплоотдачи воды значительно больше, чем воздуха, охлаждение тела в воде идет гораздо интенсивнее. **4.8.** $\approx 5,4 \cdot 10^{-12}$ Дж/К. **4.9.** 37°C . **4.10.** $\approx 7,1 \cdot 10^2$ Дж/К. **4.11.** Повышение влажности

приводит к уменьшению теплоотдачи путем испарения. Это и вызывает повышение температуры кожи. **4.12.** $\approx 26\%$. **4.13.** Температура окружающих предметов влияет на теплообмен организма со средой. Даже при высокой температуре воздуха человек будет испытывать ощущение холода, если окружающие предметы имеют более низкую температуру, так как увеличиваются потери теплоты посредством излучения с поверхности тела. Различные мощные источники тепла могут, наоборот, вызвать значительный перегрев тела. **4.14.** 87,5 Вт. **4.15.** ≈ 109 кДж. **4.16.** 24 кВт/м². **4.17.** 306 К. **4.18.** 352 К. **4.19.** 465 Вт/м². **4.20.** ≈ 150 °С. **4.21.** $\approx 0,5$ Дж. **4.22.** $\approx 4\%$. **4.23.** $\approx 9,6$ мкм. **4.24.** ≈ 448 °С. **4.25.** Поглощая значительную часть видимой радиации, синее стекло нагревается и само начинает излучать, а так как температура его значительно ниже температуры красного каления, то испускаемая им радиация лежит в относительно длинноволновой части инфракрасного участка спектра, т.е. стекло-фильтр трансформирует часть видимой радиации в инфракрасную, поглощаемую поверхностью кожи, что и вызывает ощущение более интенсивного тепла. **4.26.** $\approx 7,4 \cdot 10^7$ Вт.

У. Электричество.

5.1. Электрическое поле имеет наибольшую напряженность около острия головного электрода, где возникает тихий электрический разряд. Образующиеся в зоне разряда аэроионы двигаются в голове больного. Одновременно организм больного подвергается действию электрического поля. **5.2.** 10^7 В/м. **5.3.** $6 \cdot 10^{-7}$ Кл; запасенная энергия ($6 \cdot 10^{-4}$ Дж) больше, чем энергия зажигания, значит воспламенение смеси может произойти. **5.4.** ≈ 8 . **5.5.** Не сможет, так как электрический пробой в воздухе может наступить при напряженности 30 кВ/см, а при данных условиях напряженность примерно равна 18,8 кВ/см. **5.6.** 10^{-9} Кл; 10^{-14} . **5.7.** $18,6 \cdot 10^4$ В/м. **5.8.** $E = \frac{cU}{\epsilon \epsilon_0 S}$. **5.9.** 58 – 128 пФ. **5.10.** $8 \cdot 10^{-2}$ Кл; 20 кВт. **5.11.** $1,6 \cdot 10^{-29}$ Кл·м. **5.12.** $3 \cdot 10^{-15}$ Кл·м. **5.13.** $1,25 \cdot 10^{-25}$ Н·м. **5.14.** 0,38 В. **5.15.** 50 В. **5.16.** а) В сухом помещении касание к незаземленному корпусу в случае нахождения его под напряжением равноценно однополюсному включению, не являющемуся опасным, так как сопротивление участка человек — пол — земля достигает большой величины (10 – 12 МОм). Заземление корпусов в помещениях может даже увеличить опасность поражения током при условии одновременного касания к заземленному корпусу и токоведущим частям; б) в сырых помещениях заземление является необходимым, так как сопротивление участка человек — пол — земля будет

небольшим и при соприкосновении с незаземленным корпусом прибора в случае нахождения его под напряжением через тело человека может пройти ток значительной величины. Заземление в данном случае тоже не исключает опасность поражения током при одновременном касании заземленного корпуса и токоведущих частей, как и в сухих помещениях. При наличии заземления обмотки трансформатора, питающего линию, заземление приборов в любых помещениях обязательно, так как в случае одновременного касания корпуса прибора, находящегося под напряжением, и земли человек может оказаться под напряжением линии. 5.17. Вокруг точки касания провода в почве происходит падение напряжения. Ноги человека, касаясь почвы в зоне влияния тока замыкания, приобретают потенциалы точек прикосновения. Напряжение, под которым оказываются ноги, в этом случае называют шаговым напряжением. По мере приближения человека к месту касания провода оно возрастает к при шаговых напряжениях, превышающих 100 В, человек может быть поражен электрическим током. 5.18. 20 В. 5.19. $\approx 0,29$ Кл. 5.20. ≈ 32 м; 35,25 м; $\approx 10,8$ м; 16,7 В; 73,3 В; 10 В. 5.21. Нельзя, так как сопротивление линии примерно в два раза больше допустимого. 5.22. 15 м. 5.23. 14,3%. 5.24. 8,5 %; 9 кДж. 5.25. $\approx 3,1$ К. 5.26. $5 \cdot 10^{-4}$ К. 5.27. Прохождение постоянного тока через ткани организма сопровождается возникновением в них электрической поляризации, т.е. возникновением в тканях вторичной ЭДС, направленной против подводимого напряжения. Это приводит к уменьшению силы тока в цепи и, следовательно, согласно закону Ома, к увеличению сопротивления. 5.28. Поляризация обусловлена избирательной адсорбцией на поверхности ионов определенного знака, или односторонней проницаемостью пограничных мембран для ионов того или иного знака. 5.29. Внутри клетки содержание ионов K^+ в 30 – 50 раз больше, чем снаружи. Избыток положительных зарядов ионов калия в цитоплазме клетки компенсируется в основном органическими анионами аспарагиновой, уксусной, пировиноградной и других органических кислот. Ионы калия, диффундируя по концентрационному градиенту через клеточную мембрану, сообщают ее внешней поверхности положительный заряд. Анионы не могут проникать через мембрану, остаются на ее внутренней поверхности, сообщая ей отрицательный заряд. 5.30. Две точки наружной поверхности покоящейся клетки являются точками равного потенциала, поэтому ток в цепи будет отсутствовать. 5.31. В 40 раз. 5.32. Омическое сопротивление покоящегося аксона равно 1000 Ом/см^2 , а его емкость 1 мкФ/см^2 . В возбужденной области нерва омическое сопротивление уменьшается до 50 Ом/см^2 , а емкость остается прежней. Это и вызывает уменьшение импеданса нервного волокна. 5.33. $\approx 96 \text{ мВ}$; $\approx -58 \text{ мВ}$; $\approx -67 \text{ мВ}$. В равновесии находятся только ионы натрия. 5.34. 27. 5.35. Во время фи-

физиологического покоя одновременно с диффузией ионов K^+ из клетки наружу наблюдается незначительная диффузия ионов Na^+ из внеклеточной жидкости внутрь клетки. Это несколько и уменьшает величину потенциала покоя. 5.36. 58 мВ. 5.37. В концентрированном электролите, образованном однозарядными ионами с одинаковой подвижностью анионов и катионов, дополнительной разности потенциалов не возникает. 5.38. $9,4 \cdot 10^{17}$. 5.39. Можно два оголенных провода, подключенных к сети, опустить в воду. Постоянный ток будет разлагать воду на кислород и водород, которые станут выделяться в виде пузырьков на электродах. Переменный ток воду не разлагает, а лишь нагревает. 5.40. При прохождении постоянного тока в тканях организма возникает электрическая поляризация, которая является причиной уменьшения силы тока в цепи. При прохождении переменного тока промышленной частоты через ткань величина поляризации будет меньше, чем для постоянного тока, так как она зависит от частоты (с увеличением частоты она уменьшается и становится равной нулю при частотах порядка 10^6 Гц), а, следовательно, при одинаковых условиях подключения величина переменного тока, проходящего через ткань, будет больше. Это и ведет к более сильному раздражению нервной системы переменным током и действию его на организм в целом, проявляющемуся в выделении теплоты, в разрывах и ожогах тканей. Такое различие в действии токов наблюдается при напряжении до 250 В. Опасность токов обоего рода возрастает с увеличением напряжения и уравнивается при 450 – 500 В. 5.41. При обычной частоте переменного тока 50 Гц импеданс тела человека невелик. Поэтому с точки зрения опасности поражения человека электрическим током выбор такой низкой частоты тока в сети оказывается неудачным. 5.42. 300 В; ≈ 213 В. 5.43. При включении аппарата в наушники должен быть слышен щелчок. Последующее плавное введение ручки потенциометра и прохождение через наушники тока не должно вызывать в них какого-либо звука. При неисправном фильтре аппарата в наушниках будет слышен характерный шум пульсирующего тока. 5.44. Раздражающее действие переменного тока обусловлено смещением ионов в противоположных направлениях в течение каждого полупериода. Амплитуда их колебательного движения тем меньше, чем выше частота приложенного напряжения. При частоте, превышающей некоторый предел, амплитуда колебаний ионов становится соизмеримой с амплитудой колебаний теплового движения и раздражающее действие тока полностью устраняется. 5.45. Изменение формы импульса объясняется наличием омического и емкостного сопротивлений ткани, которые вызывают искажение переднего фронта импульса и уменьшение его амплитуды. 5.46. 5,6 мВ/с. 5.47. $I = \frac{1,12}{t} + 0,4$. 5.48. При $t = 0$

$\frac{dU}{dt} = 0,159r$, а при $t = 4,5 \text{ мс}$ $\frac{dU}{dt} = 0$, $U = r$. 5.49. 190 В. 5.50. $\approx 1600 \text{ Ом}$. 5.51. $6,3 \cdot 10^{-6} \text{ Ом}^{-1}$, -90° . 5.52. 102 Гн. 5.53. 900 Ом. 5.54. 0,021 Гн. 5.55. $-\pi/6$; $3\sqrt{3} \text{ Ом}$; 1 Ом. 5.56. Ввиду того что сопротивление зависит от температуры, в момент включения общее сопротивление цепей аппаратуры будет мало, а, следовательно, ток может превышать допустимое значение для предохранителя. При выключении аппаратуры ток будет превышать номинальное значение для данного предохранителя из-за явления самоиндукции, возникающего в цепях, содержащих индуктивность. 5.57. 1,4 кВт; $\approx 43 \text{ мА}$. 5.58. $29,5^\circ$. 5.59. Помещение между обкладками терапевтического контура различных частей тела, диэлектрической постоянной которых отличается по величине от диэлектрической постоянной воздуха, изменяет емкость терапевтического контура и расстраивает резонанс контуров. 5.60. В этом случае уменьшение резонансной частоты будет незначительно. 5.61. $\approx 3,7 \text{ м}$. 5.62. $\approx 84,5 \text{ мкГн}$. 5.63. $\approx 42 \text{ пФ}$; 34,2 – 50,7 МГц. 5.64. 10^2 Ом/Гн ; $6 \cdot 10^{-7} \text{ Ф}$; $2,5 \cdot 10^{-8} \text{ с}$.

VI. Оптика.

а) Глаз и оптические приборы.

6.1. Плоский, так как лучи будут преломляться только одной поверхностью. 6.2. Сказывается влияние сферической аберрации. 6.3. Аберрации особенно заметны при ярком свете, но при этом зрачок сужается и пропускает свет только через участки хрусталика, близкие к центру. Вблизи центра лучи преломляются слабо, вследствие этого собираются на сетчатке, и аберрации получаются очень малыми. В сумерках, когда зрачок расширен, оптическая система глаза не устраняет аберраций, но мы не замечаем их влияния на зрение из-за физиологических особенностей процесса зрительного восприятия. 6.4. Основное преломление света обусловлено роговицей, так как она граничит с воздухом, показатель преломления которого равен единице. Кроме того, радиус преломляющей поверхности роговицы меньше радиусов кривизны остальных преломляющих сред глаза. 6.5. В воздушной среде роговая оболочка преломляет лучи и создает изображение на сетчатке. Хрусталик тоже вызывает незначительное преломление лучей. В воде действие роговицы сводится к нулю вследствие того, что показатели преломления воды и жидкости, находящейся внутри нашего глаза, почти одинаковы и лучи, не преломляясь, прямо проходят сквозь роговицу. 6.6. Вода ослабит преломляющие свойства глаза, но так как в обычных условиях оптическая сила глаза больше у близорукого человека, то в воде он будет видеть предметы несколько

лучше, чем дальнозоркий. **6.7.** Человек, лишенный хрусталика, еще может видеть, потому что большая часть преломляющей силы глаза приходится на роговицу, но зрение при этом теряет остроту, так как изображение на сетчатке не фокусируется. Кроме того, при удалении хрусталика только одного глаза разность рефракций глаз больного нередко превышает 10 – 12 дптр. Это создает значительную разность увеличений на сетчатке, нарушающую бинокулярное зрение. **6.8.** ≈ 2000 раз. **6.9.** Если смотреть в очковое стекло на какой-нибудь отдаленный предмет, двигая стеклом перед глазом, то фиксируемое изображение предмета может оставаться неподвижным, что указывает на плоскопараллельный характер стекла, или же перемещаться (при отрицательном стекле направление движения изображения предмета совпадает с направлением движения стекла, при положительном оно противоположно). Когда оптические силы совмещенных стекол равны, но противоположны по знаку, то такая пара эквивалентна плоскопараллельному стеклу. Следовательно, в данном случае оптическая сила проверяемой линзы – 5 дптр. **6.10.** ≈ 6 см. **6.11.** На 2,75 дптр. **6.12.** $\approx 8,3$ см; в 3 раза. **6.13.** Угловое увеличение лупы определяется по формуле $N = \frac{d_0}{F}$, где d_0 – расстояние наилучшего зрения для данного глаза. Следовательно, для дальнозоркого глаза угловое увеличение будет больше, чем для близорукого. Вследствие того, что предмет при рассматривании его в лупу должен находиться примерно на фокусном расстоянии от лупы, а второй фокус лупы должен совпадать с оптическим центром глаза, угол зрения для дальнозоркого и близорукого будет одинаков, поэтому разрешающая способность также будет одинаковой. **6.14.** 72 см. **6.15.** 5,8 мм. **6.16.** $\approx 6,4$ дптр. **6.17.** При $R_1 = R_2$. **6.18.** 22,5 дптр; $\approx 1,4$ раза. **6.19.** Очки дальнозоркого человека усилят оптическую силу нормального глаза, следовательно, изображение предмета будет находиться перед сетчаткой. **6.20.** 16,7 см; ∞ . **6.21.** На 10 дптр. **6.22.** 12,5 см. **6.23.** 3 дптр. **6.24.** Верхняя часть очков – простое стекло, нижняя – линза с оптической силой 2,75 дптр. **6.25.** Если микроскоп настроен для нормального глаза, то с ним может работать человек, пользующийся очками. Если дефект зрения небольшой, то можно не пользоваться очками, но необходимо подстраивать микроскоп для своего зрения. **6.26.** 0,25 см. **6.27.** В 250 раз; $\approx 12,5$ см. **6.28.** 1,56 мм. **6.29.** ≈ 30 раз. **6.30.** 76 мкм.

б) Волновые свойства света. Фотометрия.

6.31. 0,8л. **6.32.** 0,5л. **6.33.** Для уменьшения коэффициента отражения необходимо, чтобы лучи, отраженные от внешней и внутрен-

ней поверхности пленки, нанесенной на оптическое стекло, в результате интерференции гасили друг друга. Гашение будет иметь место при условии $2hn = (2k+1)\frac{\lambda}{4}$, где $k = 0, 1, 2, \dots$. Отсюда $h_{\min} = \frac{\lambda}{4n}$. Это

условие не может быть выполнено для всех длин волн. Обычно h подбирается таким образом, чтобы гасилась средняя часть спектра. 6.34.

$8 \cdot 10^{-5}$ м. 6.35. $\frac{\lambda_1}{\lambda_2} = \frac{5}{3}$; накладываются четвертый и седьмой максимумы

первой волны соответственно с седьмым и двенадцатым второй. Имеется наложение и других, но из-за слабой интенсивности их не видно. 6.36. 1500; 409,6 нм. 6.37. 393 нм. 6.38. 0,046. 6.39. ≈ 52 раза. 6.40. В обычном микроскопе от объекта в объектив микроскопа поступает сравнительно узкий пучок лучей из-за полного внутреннего отражения на границе покровное стекло — воздух. В иммерсионной системе лучи между объективом и объектом почти не будут преломляться, поэтому в объектив попадает гораздо более широкий пучок света и яркость изображения значительно возрастает. Кроме того, с помощью иммерсионной среды с $n = 1,5$ числовая апертура ($A = n \sin \varphi$) может быть доведена до 1,4. Все это уменьшает предел разрешения микроскопа. 6.41. $\approx 1,4$. 6.42. $\approx 0,2$ мкм. 6.43. Лучи, длина волны которых 694,3 нм, в меньшей мере поглощаются оптическими средами и тканями глаза, лежащими перед облучаемой частью сетчатки. Вследствие этого 80 % энергии лазерного луча попадает на глазное дно и поглощается им (соответственно при длине волны 1060 нм — меньше 40 %). 6.44. Темные участки являются анизотропными и обладают свойством двойного лучепреломления, более светлые участки являются изотропными и не обладают таким свойством. 6.45. $\approx 30^\circ$. 6.46. В первом случае получается плоскополяризованная волна с ориентацией плоскости колебаний результирующего вектора \vec{E} от 0 до $\pi/2$. Во втором случае суммарный вектор \vec{E} вращается вдоль луча, сохраняя свое значение при $\vec{E}_1 = \vec{E}_2$ или меняя его при $\vec{E}_1 \neq \vec{E}_2$. Если между векторами разность фаз равна нечетному числу $\pi/2$, то результирующий луч поляризуется по кругу при $\vec{E}_1 = \vec{E}_2$ или по эллипсу при $\vec{E}_1 \neq \vec{E}_2$. 6.47. 377,59 нм; 375,4 нм; $1,8 \cdot 10^{-6}$ м; $1,62 \cdot 10^{-5}$ м. 6.48. Одинаковая яркость двух частей поля зрения получается, когда плоскость поляризации анализатора располагается перпендикулярно или параллельно биссектрисе угла β . 6.49. Уменьшится в 3 раза. 6.50. $21,7^\circ \text{ мм}^{-1}$. 6.51. Не будет. 6.52. $\approx 1,5$ дм. 6.53. Раствор не будет изотоническим, так как его концентрация 10 г на 100 см^3 раствора. 6.54. $\approx 0,06 \text{ г/см}^3$. 6.55. Вынужденные колебания в рассеивающей частице происходят с частотой ν , равной колебаниям в падающей волне. Поэтому частота

рассеянного света совпадает с частотой света в первичном пучке. На основании электромагнитной теории света амплитуда волны, излучаемой электрическим диполем, пропорциональна квадрату частоты его колебаний. Интенсивность света, измеряемая плотностью потока энергии, пропорциональна квадрату амплитуды. Отсюда следует, что $I \sim \nu^4 \sim \lambda^{-4}$. 6.56. $\Delta\Phi = J\Delta\omega$, где $\Delta\omega$ – угол, под которым виден от источника зрачок глаза; $\Delta\omega = \frac{\pi d^2}{4r^2}$, где r – расстояние от глаза до источ-

ника. Тогда $\Delta\Phi = \frac{\pi J d^2}{4r^2} = 5,65 \cdot 10^{-5}$ лм. 6.57. $6,25 \cdot 10^{-2}$ кд. 6.58. 1,41 м.

6.59. ≈ 110 лк. 6.60. Не будет, так как $\frac{E_{\min}}{E_{\max}} < 0,3$. 6.61. 28 лк. 6.62. В 16

раз. 6.63. ≈ 60 Вт. 6.64. 150 лк. 6.65. В 3080 раз. 6.66. 2 м. 6.67. 2,5 лк. 6.68. Яркость дуги будет равна $1,5 \cdot 10^8$ кд/м², значит, смотреть на пламя дуги нельзя. 6.69. Тела обладают разными коэффициентами отражения (рассеяния), поэтому при одинаковой освещенности светимость их поверхностей будет различной. 6.70. Так как чувствительность глаза к свету разных длин волн весьма различна, то световой поток по зрительному ощущению и по величине будет существенно различаться. 6.71. 555 нм. 6.72. $\approx 6,7$ раза. 6.73. 0,0029 Вт; $\approx 0,0021$ Вт. 6.74. $\approx 3 \cdot 10^{-3}$ Дж. 6.75. 77; 664 лм/Вт. 6.76. 54 – 146. 6.77. $2 \cdot 10^{-5}$ Вл. 6.78. ≈ 24 .

VII. Элементы атомной и ядерной физики.

7.1. $\approx 24 \cdot 10^{-20}$ Дж. 7.2. $\approx 6,6 \cdot 10^7$ м/с. 7.5. $9,64 \cdot 10^4$ Вт. 7.6. 0,0011 нм, 0,009 нм. 7.7. $\approx 1,37 \cdot 10^{-19}$ Дж. 7.8. $1,554 \cdot 10^7$ м/с; $6,4 \cdot 10^{-6}$ нм. 7.9. $\approx 2,75$ нм. 7.10. Длина волны фотона зависит от освобождающейся при торможении электрона энергии, которая обусловлена как начальной кинетической энергией электрона, так и интенсивностью торможения. Если сквозь вещество проходит поток электронов даже с одинаковой энергией, то в веществе условия торможения будут различны: одни из них тормозятся на самой поверхности, другие проникают в глубь вещества анода, постепенно теряя свою скорость, и излучают, обладая уже меньшей энергией, поэтому спектр тормозного рентгеновского излучения будет сплошным. При торможении в веществе анода вся кинетическая энергия электрона может перейти в энергию одного кванта рентгеновских лучей. Излучение в этом случае имеет максимальную частоту (минимальную длину волны). Такие кванты и будут определять резкую границу спектра, так как при вполне определенном напряжении U излучение с более короткой длиной волны возникнуть не может. 7.11. Граничная длина волны λ_0 спектра тормозного рентгеновского излучения со стороны коротких длин волн соответ-

стует максимально возможной энергии фотона $E_{\text{ф макс}}$, которая равна энергии, освобождающейся при полном торможении электрона с наибольшей энергией $E_{\text{э макс}}$, полученной в результате разгона его в электрическом поле. Тогда $\frac{hc}{\lambda_0} = eU$, откуда $\lambda_0 = \frac{hc}{eU}$, т.е. $\lambda_0 \sim U^{-1}$. 7.12.

Для получения одной из К-линий надо вырвать электрон из К-оболочки, для которой энергия возбуждения 69,3 кэВ. Это и определяет величину порогового напряжения для К-серии характеристического рентгеновского излучения. 7.13. $\approx 2,1 \cdot 10^8$ м/с. 7.14. 250 кВ; $7,4 \cdot 10^{-3}$ нм. 7.15. Рентгеновское излучение будет более жестким, так как фотоны рентгеновских лучей будут иметь большую энергию. 7.16. $\approx 2,1 \cdot 10^{-6}$ нм. 7.17. Рентгеновское излучение будет возникать, но при данном напряжении оно мягкое и небольшой интенсивности, поэтому защитное стекло его полностью поглощает. 7.18. 0,75%. 7.19. У элементов с малым порядковым номером внутриядерные силы преобладают над кулоновскими силами отталкивания. Это приводит к устойчивости атомного ядра. При увеличении порядкового номера элемента в его ядре возрастает количество нуклонов, причем нейтронов становится больше, чем протонов, устойчивость ядра уменьшается, величина внутриядерных сил приближается к величине кулоновских и при большом преобладании нейтронов, как у ${}_{84}^{210}\text{Po}$, действие внутриядерных сил делается меньше кулоновских, ядро становится неустойчивым и распадается. 7.20. При α -распаде заряд ядра и соответственно порядковый номер элемента уменьшаются на две единицы, следовательно, вторичный элемент сдвигается в таблице Менделеева на два номера влево. При β -распаде (электронном) заряд ядра и соответственно порядковый номер элемента увеличивается на единицу, поэтому вторичный элемент сдвигается на один номер вправо. Если ядро испускает γ -фотон, то изменяется только внутренняя энергия ядра, порядковый номер элемента остается прежним. 7.21. При распаде происходит превращение нейтрона в протон. В результате массовое число не изменяется, а число протонов увеличивается на единицу, что связано с образованием нового химического элемента: ${}_{15}^{32}\text{P} \rightarrow {}_{16}^{32}\text{S} + {}_{-1}^0\text{e}$. 7.22. ${}_{40}^{90}\text{Sr}$. 7.23. ${}_{28}^{60}\text{Ni}$. 7.24. Прямые короткие треки были оставлены α -частицами, образовавшимися при распаде ядер радия, а не стронция (${}^{90}\text{Sr}$ излучает β -частицы). 7.25. β^- -излучение. 7.26. ${}_{15}^{31}\text{P} + {}_0^1\text{n} \rightarrow {}_{15}^{32}\text{P} + \gamma$; ${}_{11}^{23}\text{Na} + {}_0^1\text{n} \rightarrow {}_{11}^{24}\text{Na} + \gamma$. 7.27. α -излучение. 7.28. Электроны возникают в ядре в момент β^- -распада в результате превращения нейтрона в протон: $\text{n} \rightarrow \text{p} + \text{e}^- + \bar{\nu}$. Одновременно с электроном образуется антинейтрино $\bar{\nu}$. 7.30. $5,4 \cdot 10^{-10}$ Ки. 7.31. $5,34 \cdot 10^{-3}$ мКи. 7.32. $1,03 \cdot 10^9$ кг. 7.33. $\approx 5,8 \cdot 10$. 7.34. $\approx 1,6 \cdot 10^{-11}$ г. 7.35. $\approx 0,3$ мл. 7.36. 20,6 суток; 39,9 года; 7,6

года. 7.37. В 2,7 раза. 7.38. $1,5 \cdot 10^{-8}$ г. 7.39. $\approx 5,83$ ч. 7.40. $\approx 2,8 \cdot 10^{-4}$ с⁻¹; 41,6 мин. 7.41. ≈ 168 мкКи. 7.42. 13320. 7.43. Время пролета медленных нейтронов вблизи ядра атома больше, чем быстрых. Это увеличивает вероятность захвата нейтрона ядром. 7.44. В результате каждого взаимодействия быстрого нейтрона с ядрами легких элементов наблюдается упругое рассеяние, сопровождающееся значительной потерей энергии нейтроном и быстрым замедлением его до уровня энергии тепловых нейтронов. При каждом же взаимодействии с ядрами тяжелых элементов (свинец и др.) потери энергии нейтроном будут незначительными, так как при упругом ударе двух тел их энергии распределяются обратно пропорционально массам этих тел. 7.45. В мягкой ткани потеря энергии нейтронами в основном происходит при упругом рассеянии на ядрах водорода, так как в ткани они составляют 2/3 всех ядер. Передача энергии протонам максимальна, что приводит к быстрому замедлению нейтронов. 7.46. Нейтроны не имеют электрического заряда и практически не взаимодействуют с электронными оболочками атомов и сами не производят ионизацию, поэтому проникающая способность их велика. Опасность нейтронов связана с вторичными процессами, вызывающими ионизацию атомов за счет ядер отдачи при упругом рассеянии нейтронов, γ -излучения, испускаемого ядрами при неупругом рассеянии и радиационном захвате, а также излучения, возникающего при ядерных реакциях и распаде атомных ядер, активизированных нейтронами. 7.47. Биологический эффект лучевого воздействия зависит от энергии излучения и его ионизирующей способности, которые у α -частицы являются наибольшими по сравнению с другими видами излучения. 7.48. Для того чтобы началась ядерная реакция, α -частица должна проникнуть внутрь ядра атома, преодолев кулоновские силы отталкивания, которые пропорциональны порядковому номеру элемента. По этой причине энергия α -частиц, полученных от радиоактивных элементов, может оказаться недостаточной для преодоления электростатического барьера ядер тяжелых элементов. 7.49. ${}^1_7\text{N} + {}^4_2\text{He} \rightarrow {}^{17}_8\text{O} + {}^1_1\text{H}$. 7.50. ${}^9_4\text{Be} + {}^4_2\text{He} \rightarrow {}^{12}_6\text{C} + {}^1_0\text{n}$. 7.51. ${}^{23}_{11}\text{Na} + {}^1_0\text{n} \rightarrow {}^{24}_{11}\text{Na} + \gamma$. 7.52. При взаимодействии быстрых нейтронов с ядрами тяжелых атомов часть энергии, передаваемой при соударении, переводит ядро отдачи в возбужденное состояние. При переходе его в основное состояние испускается один или несколько γ -квантов. 7.53. ${}^1_1\text{H} + {}^1_0\text{n} \rightarrow {}^2_1\text{H} + \gamma$. 7.54. ${}^{14}_7\text{N} + {}^1_0\text{n} \rightarrow {}^{14}_6\text{C} + {}^1_1\text{P}$. 7.55. $\approx 0,02$ дел. 7.56. Величина тока насыщения при указанных условиях будет определяться ионизирующей способностью излучения, которая у α -частиц, наибольшая. 7.57. 1 %; 11 %. 7.58. α - и β -частицы, обладающие определенной энергией, проникают через стенки (окошко) счетчика в рабочий объем камеры и, производя ионизацию, вызывают газовый раз-

ряд, который фиксируется счетной установкой. Ионизирующая способность γ -лучей значительно меньше, чем α - и β -частиц, поэтому γ -фотоны, взаимодействуя с катодом трубки, выбивают из него отдельные электроны, которые, попав в рабочий объем камеры, вызывают газовый разряд. Эффективность регистрации γ -фотонов зависит от их энергии, материала катода и до некоторой степени от толщины катода. 7.59. 2,88 мР/ч. 7.60. 0,3%. 7.61. 48 имп/мин. 7.62. 14 нейтронов/(см²·с). 7.63. При облучении дозами, мощность которых значительно превышает предельно допустимую для дозиметра данной конструкции, в рабочем объеме камеры создается большая плотность ионов. Это приводит к их рекомбинация, что и сказывается на результатах измерений. 7.64. $9 \cdot 10^{-11}$ Кл; 0,15 р. 7.65. Атомный состав кости значительно отличается от атомного состава воздуха и мягкой ткани, поэтому в костной ткани поглощается значительно большая часть энергии. 7.66. Мягкие ткани животных и человека воздушноэквивалентны (по эффективному атомному номеру), следовательно, и количество энергии рентгеновских или γ -лучей, поглощенных 1 г мягких тканей, практически эквивалентно количеству энергии, поглощенной 1 г воздуха. 7.67. 320 рад. 7.68. $4 \cdot 10^{-5}$ Гр/ч. 7.69. 3,6 мР. Это значительно меньше предельно допустимой недельной дозы (100 мР). 7.70. Если вся поглощенная энергия полностью превратится в тепло, то температура всего тела поднимается примерно на 0,002 °С, что не сможет повлиять на течение жизненных процессов. Значит, тепловой фактор не является определяющим. 7.71. 2,8 Р. 7.72. Не более 13,5 мКи. 7.73. $\approx 9,76$ м. 7.74. 43 мКи. 7.75. В 1,78 раза. 7.76. 16,8 Р/ч. 7.77. $\approx 8 \cdot 10^{-4}$ Р. Меньше предельно допустимой дозы в 125 раз. 7.78. При применении рентгеновских лучей учитывается, что поглощение их данной средой не только ослабляет поток излучения, но и изменяет его энергетический состав. Мягкие лучи, т.е. лучи с большой длиной волны, поглощаются сравнительно тонким поверхностным слоем и не проникают глубоко в тело. Поэтому для глубоких облучений необходимо применять более жесткие лучи, чем при лечении поверхностных кожных заболеваний, а время облучения для создания необходимой глубинной дозы увеличивать в несколько раз. При таких условиях для избежания поражения поверхности тела мягким рентгеновским излучением, сопровождающим жесткое, и ставятся фильтры. 7.79. Поток излучения квантов с большой энергией будет ослаблен фильтром меньше, чем поток излучения квантов с малой энергией. 7.80. 14,7 см. 7.81. $0,14 \text{ см}^{-1}$; $\approx 4,95$ см. 7.82. ≈ 14 раз. 7.83. 6,64 см.

СПРАВОЧНЫЕ ТАБЛИЦЫ

1. ОСНОВНЫЕ ФИЗИЧЕСКИЕ ПОСТОЯННЫЕ

Физическая постоянная	Символ	Значение
Ускорение свободного падения	g	$9,81 \text{ м/с}^2$
Гравитационная постоянная	γ	$6,67 \cdot 10^{-11} \text{ м}^3/(\text{кг} \cdot \text{с}^2)$
Число Авогадро	N_A	$6,02 \cdot 10^{23} \text{ моль}^{-1}$
Универсальная газовая постоянная	R	$8,31 \text{ Дж}/(\text{моль} \cdot \text{К})$
Постоянная Больцмана	k	$1,38 \cdot 10^{-23} \text{ Дж/К}$
Элементарный заряд	e	$1,60 \cdot 10^{-19} \text{ К}$
Скорость света в вакууме	c	$3,00 \cdot 10^8 \text{ м/с}$
Постоянная Стефана-Больцмана	σ	$5,67 \cdot 10^{-8} \text{ Вт}/(\text{м}^2 \cdot \text{К}^4)$
Постоянная закона смещения Вина	b	$2,90 \cdot 10^{-3} \text{ м} \cdot \text{К}$
Постоянная 2-го закона Вина	C	$1,30 \cdot 10^{-5} \text{ Вт}/(\text{м}^3 \cdot \text{К}^5)$
Постоянная Планка	h	$6,63 \cdot 10^{-34} \text{ Дж} \cdot \text{с}$
Постоянная Планка, деленная на 2π	\hbar	$1,05 \cdot 10^{-34} \text{ Дж} \cdot \text{с}$
Постоянная Ридберга (для атома ^1H)	R	$1,097 \cdot 10^7 \text{ м}^{-1}$
Радиус первой боровской орбиты	a_0	$0,529 \cdot 10^{-10} \text{ м}$
Комптоновская длина волны электрона	λ	$2,43 \cdot 10^{-12} \text{ м}$
Магнетон Бора	μ_B	$0,927 \cdot 10^{-23} \text{ А} \cdot \text{м}^2$
Энергия ионизации атома водорода	E_i	$2,18 \cdot 10^{-18} \text{ Дж} (13,6 \text{ эВ})$
Атомная единица массы	а.е.м.	$1,660 \cdot 10^{-27} \text{ кг}$
Коэффициент пропорциональности между энергией и массой	c^2	$9,00 \cdot 10^{16} \text{ Дж/кг}$

2. ПЛОТНОСТЬ ТВЕРДЫХ ТЕЛ

Вещество	$\rho, \text{ кг/м}^3$	Вещество	$\rho, \text{ кг/м}^3$
Алюминий	2700	Латунь	8400
Барий	3500	Литий	530
Ванадий	6000	Медь	8930
Висмут	9800	Никель	8900
Дерево сухое:		Олово	7200
береза	600-800	Платина	21400
дуб	700-1000	Пробка	220-260
тополь	310-500	Свинец	11300
железо	7870	Серебро	10500
золото	19300	Цезий	1900
лед при 0°C	917	Цинк	7150

3. ПЛОТНОСТЬ ЖИДКОСТЕЙ

Вещество	ρ , кг/м ³	Вещество	ρ , кг/м ³
Бензол при 0°C	899	Ртуть	13600
Бром жидкий	3120	Спирт метиловый	792
Вода при 4°C	1000	Спирт этиловый	800
Глицерин	1260	Сероуглерод	1260
Касторовое масло	900	Уксусная кислота	1020
Керосин	820	Эфир этиловый	720

4. ПЛОТНОСТЬ БИОЛОГИЧЕСКИХ СУБСТАНЦИЙ

Препарат	ρ , кг/м ³	Препарат	ρ , кг/м ³
Кожа сухая	860	Молоко снятое	1032
Костная ткань	1700-2000	Молоко цельное	1028
Кровь	1050	Плазма крови	1030
Масло животное	940	Сыворотка крови	1026
Масло оливковое	920	Эритроциты	1039

5. ПЛОТНОСТЬ ГАЗОВ И НАСЫЩЕННЫХ ПАРОВ
ПРИ НОРМАЛЬНЫХ УСЛОВИЯХ

Вещество	ρ , кг/м ³	Вещество	ρ , кг/м ³
Азот	1,25	Оксид углерода	1,25
Водород	0,09	Пары закиси азота	1,977
Водяной пар при 100°C	0,598	Пары хлороформа	5,3
Воздух	1,29	Пары эфира	3,3
Кислород	1,429	Углекислый газ	1,977

6. МОДУЛЬ УПРУГОСТИ МАТЕРИАЛОВ

Материал	$E \cdot 10^{-9}, \text{Па}$	Материал	$E \cdot 10^{-9}, \text{Па}$
Дуб (вдоль волокна)	14	Лед при 0°C	3
Кожа	$1,3 \cdot 10^5$	Нить шелковая	6,5
Коллаген	1	Паутина	3
Костная ткань	~ 10	Сталь	195-206

7. ПОВЕРХНОСТНОЕ НАТЯЖЕНИЕ НА ГРАНИЦЕ
«ЖИДКОСТЬ-ВОЗДУХ» ПРИ 20°C

Жидкость	$\alpha, \text{мН/м}$	Жидкость	$\alpha, \text{мН/м}$
Белок куриного яйца	53	Молоко	42-46
Бензол	30	Моча	56-73
Вода при 0°C	75,6	Раствор мыла	40
Вода при 20°C	72,6	Ртуть	50
Бром	44,2	Скипидар	26
Кровь	58	Спирт этиловый	22
Масло касторовое	36,4	Сыворотка крови	56

8. СКОРОСТЬ ЗВУКА В РАЗНЫХ ВЕЩЕСТВАХ

Среда	$v, \text{м/с}$	Среда	$v, \text{м/с}$
Вода при 0°C	1402	Кислород	316
Вода при 20°C	1482	Лед при -4°C	3980
Водород	1284	Спирт этил. при 20°C	1165
Воздух при 0°C	332	Стекло	5000
Воздух при 20°C	342	Углекислый газ	259
Глицерин	1923	Ткани организма	1540

9. ДИНАМИЧЕСКАЯ ВЯЗКОСТЬ НЕКОТОРЫХ ВЕЩЕСТВ

Жидкость	$\eta \cdot 10^6, \text{Па}\cdot\text{с}$	Жидкость	$\eta \cdot 10^6, \text{Па}\cdot\text{с}$
Вода (0°C)	1787	Кровь (20°C)	5000
Вода (20°C)	1005	Масло касторовое (20°C)	$970 \cdot 10^3$
Вода (100°C)	280	Молоко (20°C)	1800
Воздух (0°C)	18,1	Спирт этиловый (0°C)	1773
Глицерин (0°C)	$12,1 \cdot 10^6$	Спирт этиловый (20°C)	1200
Глицерин (20°C)	$1,48 \cdot 10^6$	Эфир (18°C)	240
Жир рыбий (20°C)	$4,6 \cdot 10^4$	Новокаин 2 %	1240
Кислород (0°C)	$19,1 \cdot 10^6$	Плазма крови	2000

10. УДЕЛЬНЫЕ ТЕПЛОЕМКОСТИ ВЕЩЕСТВ В ИНТЕРВАЛЕ ТЕМПЕРАТУР 0-100°C

Вещество	с, кДж/(кг·К)	Вещество	с, кДж/(кг·К)
Ацетон	2,17	Парафин	2,93
Вода	4,18	Песок	0,798
Воздух при $p = \text{const}$	1,00	Резина	2,09
Гипс	1,13	Серная кислота	1,421
Глицерин	2,424	Сероуглерод	1,003
Дерево	2,4	Скипидар	1,881
Камфара	1,8	Спирт метиловый	2,341
Кровь	3,762	Стекло	0,836
Лед	2,05	Ткани человека	3,469
Масла растительные	2,09	Целлюлоза	1,505

11. УДЕЛЬНОЕ СОПРОТИВЛЕНИЕ ПРИ 20°C

Вещество	Р, Ом·м	Вещество	Р, Ом·м
Алюминий	$2,8 \cdot 10^{-8}$	Ртуть	$0,958 \cdot 10^{-6}$
Вода	$10^3 \cdot 10^4$	Спирт этиловый	$10^4 \cdot 10^5$
Жидкость спинномозговая	0,55	Ткань жировая	33,3
Кожа сухая	10^5	Ткань мозговая	14,3
Кость без надкостницы	10^7	Ткань нервная	14,3
Кровь	1,66	Ткань мышечная	2

12. ОТНОСИТЕЛЬНЫЕ ДИЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ ПРОНИЦАЕМОСТИ ВЕЩЕСТВ

Вещество	ϵ	Вещество	ϵ
Анилин	84,00	Масло касторовое	4,50
Белок	70-75	Масло трансформаторное	3,00
Вакуум	1,00	Парафин	2,20
Вода	81,00	Парафинированная бумага	2,00
Воздух	1,00	Плазма крови	70,00
Вещество мозга	85-90	Слюда	6,00
Жир	5-6	Стекло	7,00
Крахмал	12,00	Титанат бария	1200,0
Керосин	2,00	Фарфор	4,50
Лецитин	13,00	Эбонит	3,00

13. ЭНЕРГИЯ ИОНИЗАЦИИ

Вещество	E_i , Дж	E_i , эВ
Водород	$2,18 \cdot 10^{-18}$	13,6
Гелий	$3,94 \cdot 10^{-18}$	24,6
Ртуть	$1,66 \cdot 10^{-18}$	10,4
Литий	$1,21 \cdot 10^{-17}$	75,4

14. ПОДВИЖНОСТЬ ИОНОВ В ГАЗАХ

Ион	$u \cdot 10^8$, $m^2/(B \cdot c)$	Ион	$u \cdot 10^8$, $m^2/(B \cdot c)$
H^+	36	MnO_4^-	5,1
Na^+	4,5	NO_3^-	6,4
K^+	6,7	SO_4^{2-}	7,1
Ca^+	5,2	OH^-	18
NH_4^+	6,6	ClO_3^-	5,7
Cl^-	6,8	BrO_3^-	5
I^-	6,6	CH_3COO^-	3,6

15. ПОКАЗАТЕЛЬ ПРЕЛОМЛЕНИЯ

Вещество	n	Вещество	n
Алмаз	2,42	Нитробензол	1,553
Анилин	1,589	Сахар	1,560
Ацетон	1,359	Серная кислота	1,429
Бензол	1,501	Сероуглерод	1,63
Вода	1,333	Скипидар	1,470
Воздух	1,00029	Соляная кислота	1,254
Глицерин	1,470	Спирт метиловый	1,33
Каменная соль	1,54	Спирт этиловый	1,362
Кварц	1,54	Стекло (тяжелый флинт)	1,80
Канадский бальзам	1,53	Стекло (легкий крон)	1,50
Лед (0-4°)	1,31	Сыворотка крови	1,35
Моча	1,34	Спинномозговая жид-	
Масла растительные	1,470-1,480	кость	1,322
Масло кедровое	1,516	Хлороформ	1,449
Масло оливковое	1,460	Эфир этиловый	1,354

16. ПРЕДЕЛЬНЫЕ УГЛЫ ВНУТРЕННЕГО ОТРАЖЕНИЯ

	$\alpha_{\text{пр}}$, град		$\alpha_{\text{пр}}$, град
Вода	49°	Этиловый спирт	47°
Глицерин	43°	Стекло	42°

17. МАССЫ НЕКОТОРЫХ ИЗОТОПОВ

Изотоп	Символ	m, а.е.м.	Изотоп	Символ	m, а.е.м.
Нейтрон	1_0n	1,00867	Бор	${}^{11}_5B$	11,00930
Водород	1_1H	1,00783	Углерод	${}^{12}_6C$	12,00000
Водород	2_1H	2,01410	Углерод	${}^{13}_6C$	13,00335
Водород	3_1H	3,01605	Углерод	${}^{14}_6C$	14,00324
Гелий	3_2He	3,01603	Азот	${}^{14}_7N$	14,00307
Гелий	4_2He	4,00260	Кислород	${}^{16}_8O$	15,99491
Литий	6_3Li	6,01513	Кислород	${}^{17}_8O$	16,99913
Литий	7_3Li	7,01601	Кобальт	${}^{56}_{26}Co$	55,93991
Бериллий	7_4Be	7,01693	Уран	${}^{235}_{92}U$	235,04277
Бериллий	9_4Be	9,01219	Уран	${}^{238}_{92}U$	238,04808
Бор	${}^{10}_5B$	10,01294	Ртуть	${}^{200}_{80}Hg$	200,02800

18. МАССЫ И ЭНЕРГИИ ПОКОЯ НЕКОТОРЫХ ЧАСТИЦ

Частица	m_0		E_0	
	Кг	а.е.м.	Дж	Мэв
Электрон	$9,11 \cdot 10^{-31}$	0,00055	$8,16 \cdot 10^{-14}$	0,511
Протон	$1,672 \cdot 10^{-27}$	1,00728	$1,50 \cdot 10^{-10}$	938
Нейтрон	$1,675 \cdot 10^{-27}$	1,00867	$1,51 \cdot 10^{-10}$	939
Дейтрон	$3,35 \cdot 10^{-27}$	2,01355	$3,00 \cdot 10^{-10}$	1876
α -частица	$6,64 \cdot 10^{-27}$	4,00149	$5,96 \cdot 10^{-10}$	3733
π -мезон	$2,41 \cdot 10^{-28}$	0,14498	$2,16 \cdot 10^{-11}$	135

19. ПЕРИОДЫ ПОЛУРАСПАДА

Элемент	Изотоп	$T_{1/2}$
Иод	$^{130}_{53}I$	12,3 ч
Иод	$^{124}_{53}I$	4 суток
Иод	$^{131}_{53}I$	8 суток
Калий	$^{40}_{19}K$	$1,3 \cdot 10^9$ лет
Калий	$^{42}_{19}K$	12,4 ч
Кобальт	$^{55}_{27}Co$	18,2 ч
Кобальт	$^{56}_{27}Co$	80 суток
Кобальт	$^{60}_{27}Co$	5,3 года
Натрий	$^{24}_{11}Na$	15 ч
Радий	$^{226}_{88}Ra$	1622 года
Радон	$^{222}_{86}Rn$	3,825 суток
Углерод	$^{14}_6C$	5569 лет
Фосфор	$^{32}_{15}P$	14,3 суток
Уран	$^{235}_{92}U$	$7,1 \cdot 10^8$ лет
Уран	$^{238}_{92}U$	$4,51 \cdot 10^9$ лет

20. ТАБЛИЦА ЗНАЧЕНИЙ СИНУСОВ И ТАНГЕНСОВ
ДЛЯ УГЛОВ 0 – 90 °

Градусы	sin	tg	Градусы	sin	tg	Градусы	sin	tg
0	0,0000	0,0000	30	0,5000	0,5774	60	0,8660	1,7321
1	0,0175	0,0175	31	0,5150	0,6009	61	0,8746	1,8040
2	0,0349	0,0349	32	0,5299	0,6249	62	0,8829	1,8807
3	0,0523	0,0524	33	0,5446	0,6494	63	0,8910	1,9626
4	0,0698	0,0699	34	0,5592	0,6745	64	0,8988	2,0503
5	0,0872	0,0875	35	0,5736	0,7002	65	0,9063	2,1445
6	0,1045	0,1051	36	0,5878	0,7265	66	0,9135	2,2460
7	0,1219	0,1228	37	0,6018	0,7536	67	0,9205	2,3559
8	0,1392	0,1405	38	0,6157	0,7813	68	0,9272	2,4751
9	0,1564	0,1584	39	0,6293	0,8098	69	0,9336	2,6051
10	0,1736	0,1763	40	0,6428	0,8391	70	0,9397	2,7475
11	0,1908	0,1944	41	0,6561	0,8693	71	0,9455	2,9042
12	0,2079	0,2126	42	0,6691	0,9004	72	0,9511	3,0777
13	0,2250	0,2309	43	0,6820	0,9325	73	0,9563	3,2709
14	0,2419	0,2493	44	0,6947	0,9657	74	0,9613	3,4874
15	0,2588	0,2679	45	0,7071	1,0000	75	0,9659	3,7321
16	0,2756	0,2867	46	0,7193	1,0355	76	0,9703	4,0108
17	0,2924	0,3057	47	0,7314	1,0724	77	0,9744	4,3315
18	0,3090	0,3249	48	0,7431	1,1106	78	0,9781	4,7046
19	0,3256	0,3443	49	0,7547	1,1504	79	0,9816	5,1446
20	0,3420	0,3640	50	0,7660	1,1918	80	0,9848	5,6710
21	0,3584	0,3839	51	0,7771	1,2349	81	0,9877	6,3138
22	0,3746	0,4040	52	0,7880	1,2799	82	0,9903	7,1154
23	0,3907	0,4245	53	0,7986	1,3270	83	0,9925	8,1440
24	0,4067	0,4452	54	0,8090	1,3764	84	0,9945	9,5144
25	0,4226	0,4663	55	0,8192	1,4281	85	0,9962	11,4301
26	0,4384	0,4877	56	0,8290	1,4826	86	0,9976	14,3006
27	0,4540	0,5095	57	0,8387	1,5399	87	0,9986	19,0811
28	0,4695	0,5317	58	0,8480	1,6003	88	0,9994	28,6363
29	0,4848	0,5543	59	0,8572	1,6643	89	0,9998	57,2900
30	0,5000	0,5774	60	0,8660	1,7321	90	1,0000	∞

ЛИТЕРАТУРА

1. Антонов В.Ф. и др. Биофизика. – М: Владос, 2000.
2. Баранов А.П., Клименок М.Ф. Курс лекций по медицинской и биологической физике. – Витебск: ВГМУ, 2002.
3. Баранов А.П., Рогачёв Г.М. Сборник задач и вопросов по медицинской и биологической физике, 1982.
4. Белановский Ю.А. Основы биофизики в ветеринарии. – М: Агропромиздат, 1989.
5. Биологический энциклопедический словарь. – М: Советская энциклопедия, 1989.
6. Волькенштейн М.В. Биофизика. – М: Наука, 1988.
7. Владимиров Ю.А. и др. Биофизика. – М: Медицина, 1983.
8. Губанов Н.И., Утенбергенев А.А. Медицинская биофизика. – М: Высшая школа, 1980.
9. Грабовский Р.И. Курс физики. – М: Высшая школа, 1980.
10. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М: Высшая школа, 1987.
11. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М: Высшая школа, 1996.
12. Ремизов А.Н., Исакова Н.Х., Максина А.Г. Сборник задач по медицинской и биологической физике. – М: Высшая школа, 1987.
13. Сена Л.А. Единицы физических величин и их размерности. – М: Наука, 1977.
14. Савельев И.В. Курс физики. – М: Наука, 1989 – Т.1-3.
15. Трофимова Т.И. Курс физики. – М: Высшая школа, 1990.
16. Тарьян И. Физика для врачей и биологов. – Будапешт: Akademiani Kiado, 1969.
17. Физическая энциклопедия. – М: Советская энциклопедия, 1990.

Учебное издание
Баранов Александр Петрович
Клименок Михаил Федотович

МЕДИЦИНСКАЯ И БИОЛОГИЧЕСКАЯ ФИЗИКА
(2-е издание)
Учебное пособие

Редактор А. П. Баранов
Технический редактор И. А. Борисов
Компьютерная верстка П. Г. Адаменко
Корректор А. П. Баранов

Подписано в печать 18.06.2010. Формат бумаги 64х84 1/16.

Бумага офсетная. Усл. печ. л. 22,78.

Уч.-изд. л. 28,66. Тираж 150 экз. Заказ 4836.

Издатель: Витебский государственный медицинский университет.

210023, г. Витебск, пр-т Фрунзе, 27.

ЛИ № 02330/0549444 от 8.04.09 г.

Отпечатано с оригинала-макета в унитарном полиграфическом предприятии

«Витебская областная типография».

ЛП 02330/0494165 от 03.04.2009.

Ул. Щербакова-Набережная, 4, 210015, г. Витебск.

Библиотека ВГМУ

